UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

Escola de Engenharia

Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares

Caio Fernando Teixeira Portela

ANÁLISE DE VARIAÇÃO DE DOSE EM CAMPOS PEQUENOS DE ACELERADORES LINEARES

Belo Horizonte, MG

2024

Caio Fernando Teixeira Portela

ANÁLISE DE VARIAÇÃO DE DOSE EM CAMPOS PEQUENOS DE ACELERADORES LINEARES

TESE DE DOUTORADO

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências e Técnicas Nucleares da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Ciências e Técnicas Nucleares.

Área de Concentração: Ciências das Radiações

Orientadora: Dra. Adriana de Souza Medeiros Batista

Belo Horizonte, MG
2024

Portela, Caio Fernando Teixeira.
P843e Estudo e análise de variação de dose em campos pequenos de aceleradores lineares [recurso eletrônico] / Caio Fernando Teixeira Portela. – 2024.
1 recurso online (112 f. : il., color.) : pdf.

Orientadora: Adriana de Souza Medeiros Batista.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Anexos e apêndices: f. 102-112.

Inclui bibliografia.

1. Engenharia nuclear - Teses. 2. Aceleradores lineares - Teses. 3. Radiação - Dosimetria - Teses. 4. Radioterapia- Teses. I. Batista, Adriana de Souza Medeiros. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. III. Título.

CDU: 621.039(043)

Ficha catalográfica elaborada pelo bibliotecário Reginaldo César Vital dos Santos CRB/6 2165
Biblioteca Prof. Mário Werneck, Escola de Engenharia da UFMG

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES

FOLHA DE APROVAÇÃO

ANÁLISE DE VARIAÇÃO DE DOSE EM CAMPOS PEQUENOS DE ACELERADORES LINEARES

CAIO FERNANDO TEIXEIRA PORTELA

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, como requisito para obtenção do grau de Doutor em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, área de concentração CIÊNCIAS DAS RADIAÇÕES.

Aprovada em 29 de agosto de 2024, pela banca constituída pelos membros:

gov.br Documento assinado digitalmente
ADRIANA DE SOUZA MEDEIROS BATISTA
Data: 29/08/2024 16:00:45-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Prof.ª Adriana de Souza Medeiros Batista – Orientadora
Departamento de Anatomia e Imagem / PCTN - UFMG

gov.br Documento assinado digitalmente
ESTHER LORRAYNE MACHADO PEREIRA
Data: 30/08/2024 12:06:57-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Dra. Esther Lorrayne Machado Pereira
UNINASSAU

Luciana Batista Nogueira
Assinado de forma digital por Luciana Batista Nogueira
Dados: 2024.08.29 17:03:22 -03'00'

Prof.ª Luciana Batista Nogueira
Departamento de Anatomia e Imagem / PCTN - UFMG

gov.br Documento assinado digitalmente
THEISSA CRISTINA ALONSO
Data: 29/08/2024 07:45:41-0300
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Dra. Theissa Cristina Alonso
CDTN/CNEN

MATHEUS FIGUEIREDO SOARES MINGOTE:02947077601
Digitally signed by MATHEUS FIGUEIREDO SOARES MINGOTE:02947077601
Date: 2024.09.10 11:37:22 -03'00'

Dr. Matheus Figueiredo Soares Mingote
Hospital do Amor

HENRIQUE RESENDE MARTINS:89875745391
Assinado de forma digital por HENRIQUE RESENDE MARTINS:89875745391
Dados: 2024.09.19 20:55:52 -03'00'

Prof. Henrique Resende Martins
Escola de Engenharia - UFMG

Belo Horizonte, 29 de agosto de 2024.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES

ATA DA DEFESA DE TESE DO ALUNO
CAIO FERNANDO TEIXEIRA PORTELA

Realizou-se, no dia 29 de agosto de 2024, às 14:00 horas, de forma remota https://meet.google.com/sxs-wdim-cec, a 99ª defesa de tese, intitulada ***ANÁLISE DE VARIAÇÃO DE DOSE EM CAMPOS PEQUENOS DE ACELERADORES LINEARES***, apresentada por CAIO FERNANDO TEIXEIRA PORTELA, número de registro 2020674402, graduado no curso de ENGENHARIA ELÉTRICA, como requisito parcial para a obtenção do grau de Doutor em CIÊNCIAS E TÉCNICAS NUCLEARES, à seguinte Comissão Examinadora: Prof.ª Adriana de Souza Medeiros Batista - Orientadora (Departamento de Anatomia e Imagem / PCTN - UFMG), Dra. Esther Lorrayne Machado Pereira (UNINASSAU), Prof.ª Luciana Batista Nogueira (Departamento de Anatomia e Imagem / PCTN - UFMG), Dra. Thêssa Cristina Alonso (CDTN/CNEN), Dr. Matheus Figueiredo Soares Mingote (Hospital do Amor), Prof. Henrique Resende Martins (Escola de Engenharia - UFMG).

A Comissão considerou a tese:

(X) Aprovada ( ) Reprovada

De acordo com o Art.67 do Regulamento do PCTN e Art.82 das NGPG da UFMG, o candidato somente obterá o Diploma de Doutor após apresentar ao Colegiado do PCTN a versão final da tese em conformidade com as indicações da Comissão Examinadora. Finalizados os trabalhos, lavrei a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos membros da Comissão.

Belo Horizonte, 29 de agosto de 2024.

gov.br Documento assinado digitalmente
ADRIANA DE SOUZA MEDEIROS BATISTA
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Prof.ª Adriana de Souza Medeiros Batista - Orientadora (Departamento de Anatomia e Imagem/PCTN - UFMG)

gov.br Documento assinado digitalmente
ESTHER LORRAYNE MACHADO PEREIRA
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Dra. Esther Lorrayne Machado Pereira (UNINASSAU)

Luciana Batista Nogueira
Assinado de forma digital por Luciana Batista Nogueira
Dados: 2024.08.29 17:01:38 -03'00'

Prof.ª Luciana Batista Nogueira (Departamento de Anatomia e Imagem/PCTN - UFMG)

gov.br Documento assinado digitalmente
THESSA CRISTINA ALONSO
Verifique em https://validar.iti.gov.br

Dra. Thêssa Cristina Alonso (CDTN/CNEN)

MATHEUS FIGUEIREDO SOARES MINGOTE:02947077601
Digitally signed by MATHEUS FIGUEIREDO SOARES MINGOTE:02947077601
Date: 2024.09.10 11:38:10 -03'00'

Dr. Matheus Figueiredo Soares Mingote (Hospital do Amor)

HENRIQUE RESENDE MARTINS:89875745391
Assinado de forma digital por HENRIQUE RESENDE MARTINS:89875745391
Dados: 2024.09.19 20:55:22 -03'00'

Prof. Henrique Resende Martins (Escola de Engenharia - UFMG)

À Amanda Luiza Soares,
minha eterna companheira,
pelo amor incondicional que
se dedica a nós. Torna tudo possível.

Agradecimentos

A Deus por me conceder vida, forças e condições para superar a cada dia os desafios e as batalhas que a vida impõe. Não foi fácil, foi gratificante. A Ele honra e glória pela realização deste trabalho e por estar ao meu lado.

A Amanda Luiza Soares, com quem compartilho os desafios, as alegrias, as conquistas. Obrigado pela resiliência, pela paciência, pelo incentivo, e pela compreensão nos momentos que mais precisei. O seu amor e carinho são a base que me sustenta e me dá forças para continuar.

Ao Professor e Orientador Arnaldo Prata Mourão pela paciência, pela inteligência inigualável e por compartilhar a caminhada do mestrado até quase o fim do doutorado comigo em prol deste trabalho árduo.

Aos amigos Raphael Henrique, João Gabriel e Raoni Jonusan, amigos que fizeram esta caminhada mais leve, divertida, engraçada e tornaram-se companheiros de vida. Obrigado pelo acolhimento e pelas risadas.

Agradecimentos, neste fim da minha estrada na área acadêmica, mas que construíram em mim um profissional capaz de atuar em todas as instâncias por atuei: o Departamento de Engenharia Nuclear da Universidade Federal de Minas Gerais, o Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais e o Instituto Federal de Minas Gerais - Campus Avançado Arcos.

Aos professores, colegas, amigos e profissionais do Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares, do Departamento de Engenharia Nuclear, da UFMG, pela amizade, pelas conversas e pelo carinho durante esta fase e a todos que estiveram direta ou indiretamente envolvidos neste trabalho, muito obrigado.

Gostaria de expressar um agradecimento especial à Professora Doutora e Pesquisadora Adriana de Souza Medeiros Batista por aceitar este desafio significativo e por estar ao meu lado neste momento crucial. Sinto-me profundamente grato pela sua generosidade, apoio e compreensão, especialmente ao perdoar-me por eventuais falhas passadas. É difícil encontrar palavras que possam realmente expressar o quanto valorizo sua colaboração e orientação.

Finalmente, o meu muito obrigado e um enorme e forte abraço ao Físico-Médico André Ezequiel Lobo, do Hospital *Mater Dei*, à Física-Médica Juliane Schossler Lopes, do Hospital Oncobio, no Vila da Serra, que sem a compreensão, sem a alegria em compartilhar os conhecimentos e o ensino e o auxílio da infraestrutura necessária a este trabalho, eu não conseguiria.

"A ideia é fornecer todas as informações, para que os outros possam julgar o valor de sua contribuição, e não apenas as informações que dirijam o julgamento para uma direção específica". (Richard Phillips Feynman)

Resumo

A radioterapia é uma técnica crucial no tratamento de cânceres, muitas vezes combinada com outras abordagens terapêuticas, como quimioterapia e imunoterapia. A radioterapia com aceleradores lineares emprega feixes de elétrons e fótons X para eliminar ou conter o crescimento de células tumorais. O avanço das tecnologias radioterápicas demanda planejamentos mais dinâmicos para atender às necessidades individuais dos pacientes. Em modalidades inovadoras, como a radiocirurgia estereotáxica (SRS), são utilizados campos cada vez menores, conhecidos como campos pequenos, muitas vezes menores que 4x4 cm², até então ainda um tamanho de campo incerto na literatura. No entanto, a análise dosimétrica para esses campos enfrenta desafios devido ao desequilíbrio eletrônico, à obstrução da fonte, aos altos gradientes de dose e ao tamanho reduzido dos detectores. Em 2006, a Agência Internacional de Energia Atômica registrou acidentes relacionados a campos pequenos devido a problemas na aquisição dos dados dosimétricos de aceleradores lineares. Erros nos cálculos de planejamento resultaram em doses superiores às planejadas para os pacientes, destacando a importância da determinação precisa dos dados dosimétricos, da seleção adequada de detectores e da avaliação rigorosa dos sistemas de planejamento computadorizado. Este trabalho apresenta uma análise dosimétrica de campos pequenos ($1x1$ cm², $2x2$ cm², $3x3$ cm²) e campos convencionais de uso em tratamentos radioterápicos, como os campos de $5x5$ cm² e $10x10$ cm² em dois aceleradores lineares distintos. Utilizou-se filme radiocrômico Gafchromic EBT3, em um objeto simulador de água sólida, com o intuito de investigar as variações de dose em diferentes tamanhos de campos. As irradiações foram realizadas em campos axiais e longitudinais. A análise para os dois aceleradores lineares de partículas, de dois fabricantes diferentes, obtiveram 80% de equivalência em teste estatístico, com doses relativas próximas para os campos grandes de $5x5$ cm^2 e $10x10$ cm^2, porém com diferentes quedas para o eixo X e Y, doses também próximas para os campos pequenos de $2x2$ e $3x3$ cm^2 e para o campo pequeno de $1x1$ cm^2, abaulamento e dosimetria diferenciadas nos dois aceleradores lineares, para maior dosimetria no acelerador A2.

Palavras-chave: Campos Pequenos; Radioterapia LINAC; Água Sólida; Dosimetria.

Abstract

Radiotherapy is a key method in cancer treatment, often used alongside chemotherapy and immunotherapy. Linear accelerator-based radiotherapy employs electron and X-ray photon beams to target and control tumor growth. As radiotherapy technologies evolve, treatment planning must become more dynamic to address individual patient needs. Advanced techniques like stereotactic radiosurgery (SRS) and stereotactic body radiotherapy (SBRT) employ increasingly smaller treatment areas, known as small fields, often less than 4x4 cm². The dosimetric behavior of these small fields remains an area of uncertainty in current literature. However, dosimetric analysis of small fields presents significant challenges, including electronic disequilibrium, source occlusion, steep dose gradients, and limitations of small-sized detectors. In 2006, the International Atomic Energy Agency reported accidents related to small fields, where issues with dosimetric data acquisition from linear accelerators led to planning miscalculations. These errors resulted in patients receiving higher-than-intended radiation doses, underscoring the need for accurate dosimetric data, proper detector selection, and rigorous validation of computerized treatment planning systems. This study conducts a dosimetric analysis of small fields (1x1 cm², 2x2 cm², 3x3 cm²) as well as conventional fields (5x5 cm², 10x10 cm²) in two different linear accelerators. The analysis uses Gafchromic EBT3 radiochromic film in a solid water phantom to investigate dose variations across different field sizes. Irradiations were performed on both axial and longitudinal planes to provide a comprehensive understanding of dose distribution.

Keywords: small fields; radiotherapy; linear accelerators; solid water phantom; dosimetry.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Vista Frontal de um acelerador linear de partículas. 24
Figura 2 – Imagens de TC de Planejamento de Radioterapia 3D-RCT. 26
Figura 3 – Imagens de planejamento radioterápico com técnicas de IMRT de um mesmo corte axial de A e B. 28
Figura 4 – Ilustração do Posicionamento do Paciente para a radiocirugia 30
Figura 5 – Ilustração dos tipos de volumes do tratamento radioterápicos 31
Figura 6 – Curva de frequência de dose absorvida no volume alvo tumoral. 32
Figura 7 – Propagação do feixe de raios X em direção a um objeto simulador. 34
Figura 8 – Curva de PDP demarcando a região de *Build-up*. 35
Figura 9 – Mapa de Curvas de Isodose de uma irradiação por feixe de fótons de tensão de 6 MV em um campo de $10x10$ cm². 37
Figura 10 – Princípio de funcionamento da Câmara de Ionização. 42
Figura 11 – Esquema de uma Câmara de Ionização cilíndrica. 42
Figura 12 – Dosímetros termoluminescentes LiF-100. 43
Figura 13 – Variação da cor com a exposição do filme radiocrômico EBT3. 45
Figura 14 – Medidores de dose. Câmara pinpoint (a), anel dosimétrico (b) e caixa de filme radiocrômico (c). 46
Figura 15 – Perfil da deposição de dose no plano axial. 47
Figura 16 – Demonstração dos Campos Convencionais e dos Efeitos de Campos Pequenos. 49
Figura 17 – Composição Geométrica da Penumbra. 51
Figura 18 – Gráfico para o Teste de Hipótese e Valor-P 53
Figura 19 – Vista Frontal do Acelerador A_1, da Elekta. 55
Figura 20 – Vista Frontal do Acelerador A_2, da Varian. 57
Figura 21 – Placas de Água Sólida. 58
Figura 22 – Estrutura do Filme Radiocrômico EBT3. 59
Figura 23 – Scanner Fotográfico HP Scanjet G4050. 59
Figura 24 – Telas de apresentação do software ImageJ. 60
Figura 25 – Janelas de apresentação do software Origin. 61
Figura 26 – Imagens da tira C5 do filme EBT3. Antes da exposição (*a*), depois da exposição (*b*), canal vermelho antes (*c*) e depois da exposição (*d*). 62
Figura 27 – Posicionamento do objeto simulador de água sólida para a irradiação longitudinal e axial. 63
Figura 28 – Vista Lateral do Posicionamento para a Irradiação Axial. 65
Figura 29 – Vista Lateral do Posicionamento para a Irradiação Longitudinal. 65
Figura 30 – Imagens do filme irradiado com um campo 5x5 cm^2. Irradiação axial em *a* e longitudinal em *b*. 66

Figura 31 – Imagens de fitas irradiadas com diferentes doses. Em RGB (*a*) e no canal vermelho (*b*). 68
Figura 32 – Curva de Calibração para o Feixe de 6 MV. 69
Figura 33 – Curva de Calibração para o Feixes de 10 MV. 71
Figura 34 – Variação de Dose em Profundidade para o Feixes de 6 MV 72
Figura 35 – Variação de Dose Transversal (Axial) para o Feixes de 6 MV. 73
Figura 36 – Variação de Dose em Axial (Transversal) para o Feixes de 6 MV. 75
Figura 37 – Variação de Dose em Profundidade para o Feixe de 10 MV. 76
Figura 38 – Variação de Dose em Axial (Transversal) para o Feixe de 10 MV. 77
Figura 39 – Variação de dose em profundidade para o feixe de 10 MV. 78
Figura 40 – Variação de Dose em Profundidade para o Feixes de 6,0 MV 79
Figura 41 – Variação de Dose em Axial (Transversal) em Campos Grandes para o Feixe de 6,0 MV - Eixo X 81
Figura 42 – Variação de Dose em Axial (Transversal) em Campos Grandes para o Feixe de 6,0 MV - Eixo Y 81
Figura 43 – Variação de Dose em Axial (Transversal) em Campos Pequenos para o Feixe de 6,0 MV - Eixo X 83
Figura 44 – Variação de Dose em Axial (Transversal) em Campos Pequenos para o Feixe de 6,0 MV - Eixo Y 83
Figura 45 – Variação de Dose em Profundidade para o Feixes de 10 MV 85
Figura 46 – Variação de Dose em Axial (Transversal) em Campos Pequenos para o Feixe de 6,0 MV - Eixo X 87
Figura 47 – Variação de Dose em Axial (Transversal) em Campos Pequenos para o Feixe de 6,0 MV - Eixo Y 87
Figura 48 – Variação de Dose em Axial (Transversal) em Campos Pequenos para o Feixe de 10 MV - Eixo X 88
Figura 49 – Variação de Dose em Axial (Transversal) em Campos Pequenos para o Feixe de 10 MV - Eixo Y 89
Figura 50 – Resultado na Distribuição Normal para o Valor-P 93

Lista de tabelas

Tabela 1 – Tamanho dos Campos de Irradiação e dos Filmes Irradiados no plano *xy*. . . 62
Tabela 2 – Parâmetros das Curvas de Calibração para o Feixes de 6 MV. 69
Tabela 3 – Parâmetros das Curvas de Calibração para o Feixes de 10 MV. 71
Tabela 4 – Dados dos perfis de dose longitudinal para o feixe de 6,0 MV. 73
Tabela 5 – Dados dos Perfis de Dose Axial no eixo X e Y para o Feixe de 6 MV. . . . 74
Tabela 6 – Dados dos Perfis de Dose Axial (Transversal) para o Feixe de 6,0 MV. . . 75
Tabela 7 – Dados dos Perfis de Dose Longitudinal para o Feixe de 10 MV. 76
Tabela 8 – Dados dos Perfis de Dose Axial no eixo X e Y para o Feixe de 10 MV . . . 78
Tabela 9 – Dados dos Perfis de Dose Axial (Transversal) para o Feixe de 10 MV 79
Tabela 10 – Dados dos Perfis de Dose Longitudinal (PDP) para o Feixe de 6,0 MV. . . . 80
Tabela 11 – Dados dos Perfis de Dose Axial (Transversal) no eixo X e Y para o Feixe de 6,0 MV 82
Tabela 12 – Dados dos Perfis de Dose Axial (Transversal) para o Feixe de 6,0 MV . . . 84
Tabela 13 – Dados dos Perfis de Dose Longitudinal (PDP) para o Feixe de 10 MV. . . . 86
Tabela 14 – Dados dos Perfis de Dose Axial (Transversal) no eixo X e Y para o Feixe de 10 MV 88
Tabela 15 – Dados dos Perfis de Dose Axial (Transversal) para o Feixe de 10 MV 90
Tabela 16 – Valores de Diferenças Percentuais TRS-483 - A1 91
Tabela 17 – Valores de Diferenças Percentuais TRS-483 - A2 92
Tabela 18 – Valor-P e o Resultado para o Teste de Hipótese 93
Tabela 19 – Informações Aceleradores Lineares 108

Lista de abreviaturas e siglas

BG	*Background*
3D-CRT	*Conformed Radiotherapy 3-D*
DEN	Departamento de Engenharia Nuclear
EBT	*External Beam Therapy*
FHWM	*Full Width at Half Maximum*
IAEA	*International Atomic Energy Agency*
IGRT	*Image Guiaded Radiotherapy*
IMRT	*Intensity Modulated Radiation Therapy*
LINAC	*Linear Particle Accelerator*
MeV	Megaelétronvolt
MV	Megavolt
TPS	Sistema de Planejamento de Tratamento (do inglês, *Treatment Planning System*)
EC	Escala de Cinza
GS	*Grayscale*
SI	Sistema Internacional
TLD	*Thermoluminescent Dosimeter*
PP	*Pin Point*
PMMA	Polimetilmetanacrilato
TLD	Dosímetro Termoluminescente
PCTN	Programa de Ciências e Técnicas Nucleares
PDP	Perfil de Dose em Profundidade
PMMA	Polimetilmetacrilato
RGB	*Red, Green and Blue*

ROI	*Region of Interest*
SRS	*Stereotactic Radiosurgery*
SUS	Sistema Único de Saúde
TC	Tomografia Computadorizada
TRS	*Technical Reports Series*
UM	Unidade Monitora
Fig	Figura
VMAT	*Volumetric Modulated Arc Therapy*
(ICRU)	*International Commissioningon Radiation Units and Measurements*
TC	Tomografia Computadorizada
GTV	Volume Bruto do Tumor
CTV	Volume de Alvo Clínico
PTV	Volume alvo de Planejamento
INCA	Instituto Nacional do Câncer
OMS	Organização Mundial da Saúde
PCQ	Programa de Controle de Qualidade
IOE	Indivíduos Ocupacionalmente Expostos
AAPM	*American Association of Physicists in Medicine (AAPM)*
RGSC	*Respiratory Gating for Scanners*
OAR	*Organs at risk*

Sumário

1 INTRODUÇÃO 19
1.1 Relevância do tema investigado 20
1.2 Objetivos 21
1.2.1 Objetivo Geral 21
1.2.2 Objetivos Específicos 21
1.3 Organização do Trabalho 21

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA 23
2.1 A Radioterapia e o Princípio das Técnicas de Tratamento 23
2.2 A Radiocirurgia 28
2.3 Planejamento Radioterápico 30
2.4 Porcentagem de Dose Profunda (PDP) 33
2.4.1 A Região de *Build-up* 34
2.5 Curvas de Isodose 35
2.6 Controle de Qualidade 37
2.7 Dosimetria 38
2.7.1 Grandezas Dosimétricas 39
2.7.1.1 Fluência 39
2.7.1.2 Kerma e Taxa de Kerma no ar 39
2.7.1.3 Dose Absorvida 39
2.7.1.4 Fluência de Energia 40
2.7.2 Unidade Monitora (UM) 40
2.7.3 Dosimetria em Radioterapia 40
2.7.3.1 Câmara de Ionização 41
2.7.4 Dosímetro Termoluminescente 42
2.7.5 Filmes Radiocrômicos 44
2.7.6 Considerações sobre os dosímetros 45
2.8 Campos Pequenos 46
2.9 Hipótese Nula e P-Valor 51

3 MATERIAIS E MÉTODOS 54
3.1 Materiais 54
3.1.1 Aceleradores Lineares 54
3.2 Acelerador A_1 54
3.3 Acelerador A_2 56
3.3.1 Objeto Simulador de Água Sólida 57

3.3.2 Filme Radiocrômico EBT3 58
3.3.3 Escâner 59
3.3.4 Softwares 60
3.4 Metodologia 61
3.4.1 Preparo dos Filmes Radiocrômico EBT3 61
3.4.2 Esquema de Posicionamento para a Irradiação do Objeto Simulador Carregado 62
3.4.3 Protocolo para Construção da Curva de Calibração e Irradiação dos Filmes Radiocrômicos EBT3 64
3.4.4 Posicionamento para a Irradiação dos Filmes Radiocrômicos EBT3 64
3.5 Irradiações 66
3.5.1 Acelerador A1 e Acelerador A2 66
3.5.2 Teste de Hipótese 67

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES 68
4.1 Curvas de Calibração 68
4.1.1 Curva de Calibração do Feixes de 6,0 MV 68
4.1.2 Curva de Calibração do Feixes de 10 MV 70
4.2 Perfil de Variação de Dose do Acelerador A1 em 6 MV 72
4.2.1 Curvas de Variação de Dose Longitudinal PDP do Feixe de 6 MV. 72
4.2.2 Curvas de Variação de Dose Transversal do Feixe de 6 MV 73
4.3 Perfil de Variação de Dose do Acelerador A1 em 10 MV 75
4.3.1 Curvas de Variação de Dose Longitudinal PDP do Feixes de 10 MV 75
4.3.2 Curvas de Variação de Dose Transversal do Feixe de 10 MV 77
4.4 Perfil de Variação de Dose do Acelerador A2 em 6,0 MV 79
4.4.1 Curvas de Variação de Dose Longitudinal PDP do Feixe de 6,0 MV 79
4.4.2 Curvas de Variação de Dose Axial (Transversal) do Feixe de 6,0 MV 80
4.5 Perfil de Variação de Dose do Acelerador A2 em 10 MV 84
4.5.1 Curvas de Variação de Dose Longitudinal (PDP) do Feixe de 10 MV 84
4.5.2 Curvas de Variação de Dose Transversal (Axial) do Feixe de 10 MV 86
4.6 Comparativo entre Acelerador A_1, Acelerador A_2, TRS nº 483 - IAEA 90
4.6.1 A Hipótese Nula e o Valor-P 92

5 CONCLUSÕES 94

6 PROPOSTAS DE CONTINUIDADE 98

REFERÊNCIAS 99

ANEXO A – GUIA DE EXPERIMENTO 1 104

ANEXO B – GUIA DE EXPERIMENTO 2 105
ANEXO C – GUIA DE EXPERIMENTO 3 106
ANEXO D – TABELA LINACS 107
ANEXO E – TABELA UNIDADES MONITORAS - A1 109
ANEXO F – TABELA UNIDADES MONITORAS - A2 110
ANEXO G – CÓDIGO PYTHON PARA GRÁFICOS 111
ANEXO A – TESTES DIÁRIOS 112
ANEXO B – TESTES MENSAIS 113
ANEXO C – TESTES ANUAIS 114

1 Introdução

O Instituto Nacional do Câncer (INCA), tem-se que documento publicado em 2023, "Estimativas de Câncer no Brasil", onde se espera 704 mil novos casos de câncer no Brasil para cada ano do triênio 2023-2025. Ao todo foram estimadas as ocorrências para 21 tipos, considerando a inclusão do câncer de pâncreas e do câncer de fígado, sendo seus principais fatores de risco a obesidade e o tabagismo, respectivamente. O câncer é a segunda maior causa de morte no Brasil, perdendo apenas para as doenças cardiovasculares. Esses números de novos casos, destacam a necessidade de um perfil de magnitude em países em desenvolvimento, para monitorar a morbimortalidade e implementar ações de controle do câncer e seus fatores de risco (SANTOS *et al.*, 2023).

A radioterapia é utilizada como tratamento em cerca de 40% dos pacientes oncológicos como primeira linha de abordagem e, além disso, aproximadamente 60% dos demais pacientes com câncer também a recebem em algum momento de seu tratamento, sendo seu princípio de funcionamento fundamentado na capacidade de concentrar a deposição de dose nas células tumorais, buscando poupar os tecidos sadios vizinhos. O tratamento radioterápico apresenta-se como essencial para pacientes oncológicos abrangendo o uso da radiação ionizante produzidos por aceleradores lineares de partículas, com eficácia, garantia e precisão do tratamento, pela localização precisa do tumor e a proteção dos tecidos saudáveis adjacentes. A radioterapia está em constante evolução, com avanços tecnológicos e científicos que permitem melhorar os resultados do tratamento, de maneira a contribuir para a redução do tamanho do tumor, do controle local da doença e da melhoria da sobrevida dos pacientes. A decisão de se utilizar a radioterapia como parte do plano de tratamento é feita levando em consideração o estágio da doença, a localização do tumor, as condições clínicas do paciente e os objetivos terapêuticos (DENG *et al.*, 2020; FURNARI, 2009; MOURÃO; OLIVEIRA, 2018).

Para os campos convencionais de tratamento radioterápico utilizam dimensões próximas de 10x10 cm^2, variando conforme o tratamento. Quando são considerados os tratamentos para o câncer de mama, os campos utilizados são de 10x15 cm^2, tradicionalmente. Em grandes campos, os parâmetros dosimétricos são bem definidos e podem ser medidos com precisão. Porém, o avanço e o crescente uso das técnicas radioterápicas, para tratamentos em radioterapia de intensidade modulada, em terapia de arco modulado volumétrico (VMAT), em radiocirurgia estereotáxica (SRS) e em radioterapia corporal (SBRT), bem como em unidades de *Gamma Knife* de cobalto-60, *CyberKnife* e *TomoTherapy* e da fabricante *Accuray*, apresentam a possibilidade do uso dos campos pequenos. Essas técnicas de tratamentos radioterápicos utilizam campos menores que 4x4 cm^2, tamanho este até então descrito na literatura como um campo afetado pelo desequilíbrio eletrônico (DAS; DING; AHNESJÖ, 2008; JÚNIOR, 2018; MIJNHEER, 2017).

Neste estudo, foram analisados dois diferentes tipos de aceleradores lineares de partículas (LINAC) utilizados em tratamentos radioterápicos na cidade de Belo Horizonte. Avaliaram-se os perfis de dose em profundidade e os perfis de dose axiais para campos grandes de tamanhos de $5x5$ cm^2 e $10x10$ cm^2 e campos pequenos de tamanhos de $1x1$, $2x2$, $3x3$ cm^2. Foram utilizados filmes radiocrômicos Gafchromic EBT3 e um objeto simulador de água sólida para investigar as variações das doses em diferentes tamanhos de campos. As irradiações foram realizadas em campos axiais e longitudinais, de maneira a apresentar as variações significativas na deposição de dose em função do tamanho do campo e entre os equipamentos avaliados. A análise para os dois aceleradores lineares de partículas, de dois fabricantes diferentes, obtiveram 80% de equivalência em teste estatístico, com doses relativas próximas para os campos grandes de $5x5$ cm^2 e $10x10$ cm^2, porém com diferentes quedas para o eixo X e Y, doses também próximas para os campos pequenos de $2x2$ e $3x3$ cm^2 e para o campo pequeno de $1x1$ cm^2, abaulamento e dosimetria diferenciadas nos dois aceleradores lineares, para maior dosimetria no acelerador A2.

1.1 Relevância do tema investigado

O aprimoramento e a implementação de tratamentos radioterápicos, incluindo neurocirurgias e o uso de campos pequenos em aceleradores lineares de partículas das fabricantes Elekta e Varian, além de equipamentos específicos como os aceleradores *Cyberknife* da *Accuray*, geraram a necessidade de estudos que analisem as incertezas nas aquisições dosimétricas e no planejamento radioterápico, particularmente devido à falta de equilíbrio das partículas carregadas.

A irradiação de campos pequenos é interessante pela técnica que pode ser melhor explicada pelo número de estudos acerca deste assunto. As características de distribuição de dose apresentam alterações importantes nas irradiações para campos menores. Existe a necessidade de desenvolver sistemas dosimétricos para compreensão e aprimoramento dos cálculos de dose em relação aos processos radioterapêuticos de campos pequenos (CUNHA, 2019).

No ano de 2017, a Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), com a proposta de padronizar as recomendações para os procedimentos de dosimetria de referência para campos pequenos e equipamentos com campos não-padrões, lançou de maneira *online* e pública o Relatório denominado TRS-483 (*Techinal Reports Series nº 483*). Essas novas padronizações e formalismos, como as recomendações dos códigos de práticas, chamados CoP, tornaram-se referências para o estudo e tratamento clínico radioterápico baseados em dose absorvida na água (IAEA, 2017a).

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo Geral

O objetivo deste trabalho é avaliar a distribuição de dose absorvida de campos pequenos de irradiação de aceleradores lineares utilizados para tratamentos radioterápicos em pacientes oncológicos.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Desenvolver a técnica de coleta de dados dosimétricos utilizando filme radiocrômico e um objeto simulador de água sólida;
- Gerar as curvas de calibração do filme radiocrômico para os feixes de 6,0 MV e 10 MV;
- Realizar a irradiação do objeto simulador de água sólida com os filmes, para a obtenção dos perfis de dose em profundidade (PDP) e perfis de dose axiais, para os campos de $1x1$, $2x2$, $3x3$, $5x5$ e $10x10$ cm^2;
- Digitalizar os filmes radiocrômicos antes e após a irradiação para que os dados obtidos possam ser trabalhados com *software* de processamento de imagens, o *ImageJ*;
- Obter as curvas de dose em profundidade e em axiais para cada tamanho de campo e cada acelerador linear;
- Comparar a distribuição de dose de campos pequenos e campos grandes de diferentes tamanhos;
- Comparar as características de deposição de dose de campos pequenos em diferentes modelos de aceleradores lineares.

1.3 Organização do Trabalho

Este trabalho é organizado em cinco capítulos, considerando o primeiro capítulo como a introdução, a relevância do tema investigado, o objetivo geral, os objetivos específicos e a organização, de maneira a apresentar o desenvolvimento realizado para a construção deste estudo. O segundo capítulo é construído por uma revisão de literatura descrevendo a radioterapia, embasando a teleterapia e a neurocirurgia, os campos pequenos e os seus efeitos e as grandezas dosimétricas com as suas unidades.

O terceiro capítulo aborda os materiais utilizados na pesquisa, incluindo o simulador de água sólida e o filme radiocrômico EBT3, que foi empregado nas irradiações realizadas nos aceleradores lineares de partículas, o *software* para o processamento e estudo das imagens, o

ImageJ, e o *Scanner* HP G4050 para a geração de imagens digitais dos filmes radiocrômicos. Neste capítulo ainda são relatados os métodos utilizados para se obter os resultados apresentados e como eles foram construídos. No quarto capítulo são apresentados os resultados obtidos nos experimentos realizados e são feitas as comparações desses resultados. A conclusão do trabalho é apresentada no quinto capítulo, bem como a sugestão de propostas de continuidade para pesquisas futuras.

2 Fundamentação Teórica

Este capítulo apresenta uma revisão sobre a radioterapia, a radiocirurgia, a radioterapia de intensidade modulada (IMRT) e as aplicações na teleterapia que utilizam os desafios e formalismos dosimétricos dos campos pequenos, além do planejamento na radioterapia. É feita uma breve descrição da dosimetria e suas grandezas dosimétricas, o planejamento na radioterapia, controle de qualidade, o perfil de dose em profundidade (PDP) e a teoria dos campos pequenos.

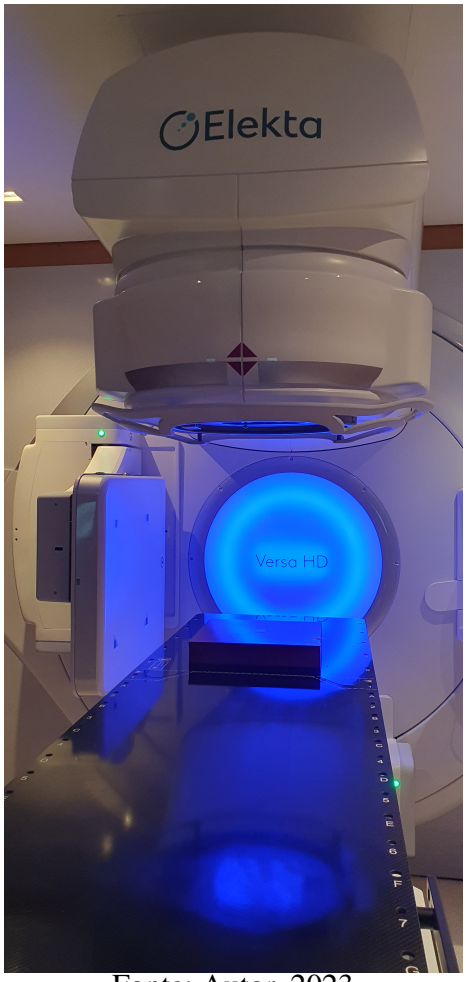
2.1 A Radioterapia e o Princípio das Técnicas de Tratamento

A radioterapia, exclusivamente ou associada a outras estratégias terapêuticas, como a quimioterapia, a imunoterapia ou a cirurgia, é uma das maneiras de buscar a eliminação dos tumores malignos em prol da cura contra o câncer. O tartamento radioterápico utiliza a radiação ionizante para a destruição das células tumorais que sejam mais radiossensíveis que as células sadias e busca reduzir a deposição de dose no tecido sadio circundante ao tumor de maneira a minimizar a irradiação de órgãos de risco e tecidos adjacentes. A radiação ionizante tem sido amplamente utilizada desde sua descoberta em tratamentos de saúde, especialmente contra o câncer, devido à maior sensibilidade das células cancerígenas, que proliferam rapidamente, em comparação às células saudáveis, embora existam exceções. A irradiação dos tecidos vivos pode causar danos ao DNA, e os efeitos da radioterapia, além de serem reconhecidos pelo sistema imunológico, podem desencadear respostas sistêmicas que se estendem para além da área irradiada (FERLAY *et al.*, 2019; MOURÃO; OLIVEIRA, 2018; DENG *et al.*, 2020)

A radioterapia pode ser dividida em duas técnicas: a teleterapia e a braquiterapia. Na teleterapia a fonte de radiação é posicionada externamente ao paciente, realizada por aceleradores lineares e cobaltoterapia. A braquiterapia utiliza fontes radioativas de pequenas dimensões e estas fontes são posicionadas próximas aos tumores, que permitem esse acesso, ou ainda implantadas no paciente de forma temporária ou permanente. Os primeiros tratamentos em radioterapia eram feitos de maneira bidimensional (2D), com base em uma imagem radiográfica. A partir da imagem, o médico especialista decidia o campo de radiação pelos parâmetros ósseos observados. Quando possível, as imagens radiográficas 2D eram feitas utilizando contraste para uma melhor localização dos órgãos (MOURÃO; OLIVEIRA, 2018; PERES, 2018).

A Figura 1 apresenta uma imagem, em vista frontal, de um acelerador linear de partículas, na qual se observa o cabeçote na parte superior e a mesa de posicionamento do paciente na parte inferior. Este acelerador encontra-se instalado e é utilizado para gerar o feixe de raios X ou de elétrons e realizar sessões de irradiação para o tratamento radioterápico de pacientes oncológicos.

Figura 1 – Vista Frontal de um acelerador linear de partículas.



Fonte: Autor, 2023

As técnicas de teleterapia consideradas mais avançadas são a Radioterapia Conformada Tridimensional (3D-CRT), a Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT), mais aprofundadas neste trabalho, a Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT, do inglês Image-Guided Radiation Therapy) e a Arcoterapia Volumétrica de Intensidade Modulada (VMAT). A radioterapia guiada por imagem (IGRT) refere-se ao uso de várias tecnologias de imagem, aplicadas tanto no planejamento quanto na execução do tratamento radioterápico, e desempenha um papel cada vez mais central no manejo de pacientes com câncer. As tecnologias atualmente empregadas na IGRT são utilizadas no pré-tratamento, aproveitando imagens direcionadas para aumentar a precisão da administração da radioterapia. Além de garantir uma entrega precisa, o alinhamento rigoroso no pré-tratamento também permite a redução das margens de segurança, minimizando ainda mais a exposição de tecidos saudáveis à radiação. A VMAT utiliza um colimador multilâminas (*multileaf*) associado à rotação de gantry do acelerador linear para criação dos arcos dinâmicos durante a irradiação do paciente que conforma o campos e contornos também dinâmicos de contorno do gantry. A VMAT é uma técnica amplamente adotada com vantagens sobre a radioterapia convencional de intensidade modulada (IMRT), ou seja, sua eficiência de entrega em dosimetria equivalente, com a vantagem para a terapia com fótons ser uma modalidade de

tratamento muito mais econômica e difundida. O VMAT fornece planos com conformidade semelhante, melhor homogeneidade e resultados para melhor preservação do OAR em comparação com o IMRT (SANTOS *et al.*, 2013; TRAN *et al.*, 2017; OSBORN, 2017; CESPEDES-AJÚN; AMGHAR-MAACH; GAY-ESCODA, 2022).

A radioterapia, frequentemente, é realizada em múltiplas seções e para as sessões de tratamento o paciente deve estar imobilizado durante o processo de irradiação. O posicionamento adequado e a imobilização são etapas fundamentais no processo de simulação, planejamento e tratamento radioterapêutico. Essas etapas visam assegurar que, ao final do tratamento, o tecido tumoral receba a dose prescrita, enquanto os tecidos adjacentes e órgãos sensíveis tenham sua dose minimamente afetada, garantindo a reprodutibilidade do tratamento. Tratamentos radioterápicos para o câncer de cabeça e pescoço, por exemplo, utilizam máscaras termoplásticas moldadas conforme o rosto do paciente e fixadas na mesa de tratamento. Em tratamentos de mama são colocados dispositivos apropriados para manter o braço imobilizado e na posição necessária (SCAFF, 2010).

A eficácia do uso da radioterapia para tratamentos oncológicos se faz devido à melhoria do planejamento de tratamento, das imagens realizadas pela TC e em técnicas de irradiação que preservam os tecidos sadios. Os efeitos da radiação são produzidos pela absorção da energia que, por meio dos mecanismos de ionização e excitação dos átomos, modifica as moléculas que formam esses tecidos, causando danos. O valor da dose a ser depositada no alvo é determinado pela soma das doses absorvidas durante as sessões de tratamento. Os fatores mais importantes considerados na determinação da dose total de radiação são: a capacidade de resposta do tumor à radiação e a tolerância do tecido sadio das proximidades (LEE *et al.*, 2018).

As duas principais técnicas de radioterapia são, utilizadas no Brasil: a Radioterapia Conformacional Tridimensional (3D-CRT) e a Radioterapia com Intensidade Modulada (IMRT, do inglês Intensity-modulated Radiation Therapy). Houve uma considerável evolução no tratamento radioterápico devido ao uso de imagens de TC na simulação. A TC permite que o volume do tumor seja delimitado, corte a corte, conjuntamente com os órgãos e tecidos sensíveis. O planejamento tridimensional possibilita maior precisão em definir o volume-alvo, resultando em menor volume de tratamento e menor prejuízo aos tecidos sadios devido à irradiação. A Radioterapia 3D é realizada após a simulação do tratamento por um sistema de planejamento computacional. No processo de planejamento, o médico, por meio de várias imagens de cortes axiais tomográficos, define melhor o alvo a ser irradiado e os tecidos sadios a serem protegidos (MOURÃO; OLIVEIRA, 2018; CESPEDES-AJÚN; AMGHAR-MAACH; GAY-ESCODA, 2022).

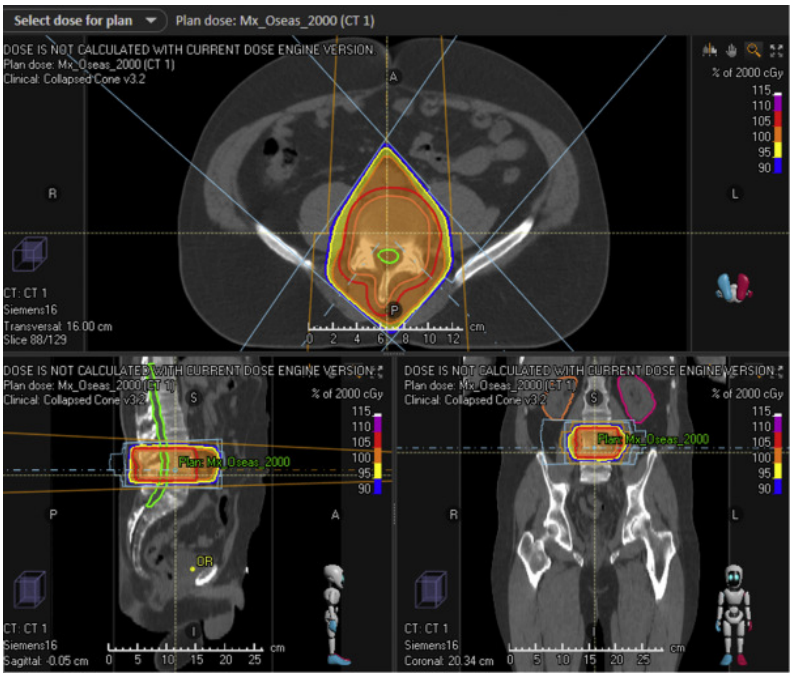
A simulação é feita sobre as imagens radiológicas dos pacientes com a definição dos campos de irradiação em diferentes pontos de incidência e permite avaliar a distribuição de dose na região tumoral e nos tecidos circunvizinhos à esta região. Assim, o planejamento permite testar o tratamento antes que ele seja aplicado ao paciente. A segurança oferecida pelo

planejamento da 3D-CRT auxilia na maior precisão em atingir o volume tumoral, no aumento da dose de tratamento, no aumento das chances de recuperação do paciente e na diminuição de complicações decorrentes do tratamento (MOURÃO; OLIVEIRA, 2018; CESPEDES-AJÚN; AMGHAR-MAACH; GAY-ESCODA, 2022).

O planejamento tridimensional do tratamento é definido a partir de uma sequência de imagens radiológicas da região onde se encontra o tumor, através das quais é delimitado o volume do tumor e das estruturas críticas com maior e melhor precisão. Para a efetividade do tratamento radioterápico, é fundamental estabelecer a posição correta do paciente, garantindo que ele seja reposicionado da mesma forma em cada sessão. Para isso, são utilizados dispositivos de imobilização que asseguram a consistência da posição ao longo de todo o tratamento (LEVITT *et al.*, 2012).

A Figura 2, A, B e C, apresenta três imagens de cortes pela tomografia computadorizada (TC) da região abdominal de um paciente. Os três cortes, um em cada plano, o corte coronal (C - divide o corpo do paciente em partes anterior e posterior), o corte axial (A - divide o corpo do paciente em partes superior e inferior, plano horizontal do paciente) e o corte sagital (B - corte sagital por meio de cortes longitudinais que dividem o corpo do paciente em lados esquerdo e direito) e se cruzam na quarta vértebra lombar, que é a região de tratamento. Nessas imagens utilizadas no planejamento computacional, foi proposto três pontos de incidência do feixe, sendo um anterior e dois posteriores oblíquos ao paciente. A região de interseção dos feixes receberá o somatório da deposição de dose de cada um dos feixes, visando a concentração da dose na região da vértebra (MACÍAS; CAMAÑES; ALBIACH, 2022).

Figura 2 – Imagens de TC de Planejamento de Radioterapia 3D-RCT.



Fonte: (MACÍAS; CAMAÑES; ALBIACH, 2022).

De acordo com o mapa de cores das curvas de isodoses, gerados pelo sistema de planejamento e tratamento (TPS, do inglês *Treatment Planning System*, houve uma concentração de dose na região de interesse, que recebeu uma dose entre 95 e 100% da dose prescrita (cores amarela e laranja). Nas imagens, a medula espinhal encontra-se delimitada por uma linha verde, visível nos cortes axial e sagital. Os rins encontram-se delimitados por linhas amarela, rim direito, e rosa, rim esquerdo.

A Radioterapia com Intensidade Modulada (IMRT) é uma forma de tratamento de radioterapia externa, desenvolvida no final dos anos 90, que permite a conformação dos feixes de radiação para o contorno da área alvo e utilizam-se múltiplos feixes de radiação angulares e de intensidades não-uniformes, sendo estas as principais diferenças em relação a Radioterapia Conformacional Tridimensional (3D-RCT). A IMRT é um refinamento em relação a 3D-CRT, derivado do uso dos sistemas de planejamento e da robótica, com uso direto em volumes-alvos que possuem formas irregulares e que permitem as curvas de dose ainda mais conformadas. O surgimento dos colimadores multilâminas (MLC) são a base para a realização da técnica IMRT na radioterapia (MOURÃO; OLIVEIRA, 2018; KHAN; GIBBONS, 2014).

Para o tratamento de IMRT, planejam-se as doses a serem administradas no volume-alvo, para posteriormente serem determinados os campos no sistema de planejamento. Este tipo de planejamento é chamado de planejamento inverso. O *software* de planejamento divide os campos de tratamento em múltiplos campos pequenos (efeitos de Campos Pequenos existentes), de modo que a cada subcampo, exista uma dose diferente, de maneira a se adequar para cada paciente oncológico, no seu tratamento radioterápico (JÚNIOR, 2018).

Tratamentos radioterápicos realizados com a técnica IMRT, utilizam altas doses de radiação no alvo, enquanto se espera diminuir a exposição à radiação dos tecidos circundantes com a redução da toxicidade do tratamento. Para isso, é utilizado um conjunto de campos multidirecionais, ou até mesmo um arco contínuo, cujas intensidades e dimensões são planejadas para minimizar a dose nos tecidos sadios, sem comprometer a entrega da dose prescrita ao volume alvo. Este tipo de técnica favorece os cuidados com o câncer de cabeça e pescoço (radiocirurgia, efeito de Campos de Pequenos), próstata, tumores ginecológicos, gastrointestinais e tumores do sistema nervoso central. Também é considerada para tratamentos de tumores intracranianos, pélvicos e abdominais (MOURÃO; OLIVEIRA, 2018; MACÍAS; CAMAÑES; ALBIACH, 2022).

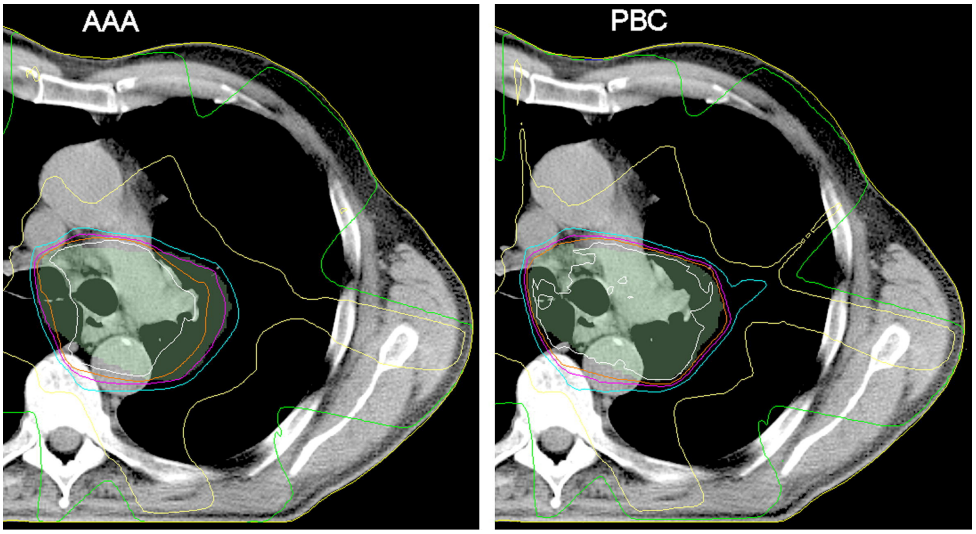
O termo Radioterapia de Intensidade Modulada refere-se então a uma técnica de radioterapia em que uma fluência não uniforme do feixe de radiação que é entregue ao paciente a partir de qualquer posição. A implementação clínica da IMRT requer um sistema em que seja atendido dois tópicos. Primeiramente, um planejamento de tratamento por meio de um sistema computacional que calcule mapas de fluência não uniformes para múltiplos feixes, visando a maximização da dose no volume alvo. O segundo objetivo visa a minimizar da dose nos tecidos sadios circunvizinhos e um sistema de distribuição de fluências não uniformes conforme

planejado (KHAN; GIBBONS, 2014).

A Figura 3 A e B apresenta duas imagens de TC de um mesmo corte axial de tórax e ilustra dois planejamentos de tratamento para o método IMRT. Nas imagens encontram-se traçadas as curvas de isodose, com concentração de dose na região do mediastino. Os cálculos das doses são realizados primeiro e construídas as curvas de isodose, para posteriormente realizar a montagem dos campos de irradiação, com avaliação do plano de tratamento.

O planejamento conformacional foi realizado utilizando-se o algoritmo de cálculo *Analytical Anisotropic Algorithm* ou Algoritmo Analítico Anisotrópico (AAA) com correção de heterogeneidade. Subsequentemente, os planos foram recalculados com um outro algoritmo *Pencil Beam Convolution* (PBC), também com a correção de heterogeneidade ativada, pelo método *Batho* modificado (SILVA *et al.*, 2016; CAMPELO *et al.*, 2022).

Figura 3 – Imagens de planejamento radioterápico com técnicas de IMRT de um mesmo corte axial de A e B.



Fonte: (BRAGG; WINGATE; CONWAY, 2008)

2.2 A Radiocirurgia

O conceito de radiocirurgia foi pioneiramente introduzido por Leksell em 1951. Ele descreveu a técnica como a aplicação de uma única e elevada dose de radiação ionizante X a um tumor intracraniano, utilizando um acelerador linear de partículas, com a particularidade de um campo de tratamento reduzido, visando preservar o tecido nervoso circundante. A radiocirurgia é frequentemente referida também como radiocirurgia estereotáxica de dose única, devido ao uso de um sistema de mapeamento tridimensional de alta precisão para orientar o procedimento, o qual é considerado estereotáxico. O avanço tecnológico na área dos aceleradores lineares e dos dispositivos estereotáxicos, tornou a radiocirurgia uma opção mais acessível e disponível para pacientes oncológicos. Esse método terapêutico permite a significativa redução da exposição

de tecidos normais circundantes, atingindo o alvo por meio de múltiplos feixes de radiação incidentes em várias direções (CANTERAS, 2005; JÚNIOR, 2018; KHAN; GIBBONS, 2014).

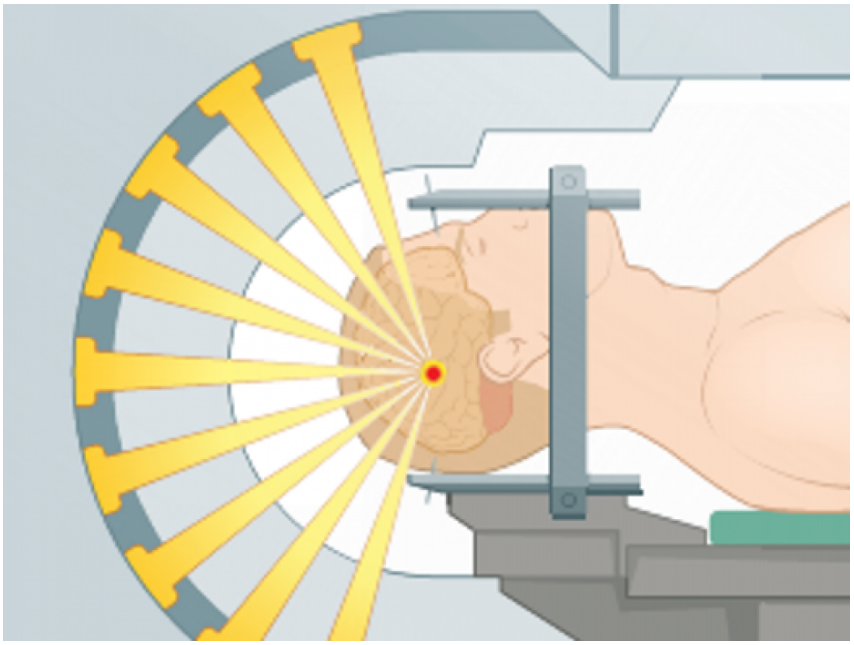
A radiocirurgia encontra aplicação em diversos cenários clínicos, como a obliteração de malformações arteriovenosas, a inibição do crescimento de tumores em pacientes que não são candidatos à cirurgia, o tratamento de lesões intracranianas inoperáveis, incluindo malformações arteriovenosas, *schwannomas* vestibulares e outros tumores dos nervos cranianos, como: meningiomas na base do crânio, gliomas e metástases cerebrais, além de lesões que estejam em proximidade com estruturas nervosas críticas. Como regra geral, o tamanho do tumor deve ser pequeno ou médio, não devendo exceder, na maior medida linear, a 3.0 cm. O avanço e uso de tratamentos estereotáxicos tem levado a um aumento no uso de feixes pequenos de fótons X em tumores com tamanhos menores que 20 cm^3, sejam eles benignos, malignos, intra-craniais ou extra-craniais. As estruturas vizinhas também interferem no julgamento da indicação como vias ópticas por exemplo, devido a sensibilidade dessa região à radiação (GUIMARÃES, 2022; CRUZ *et al.*, 1997).

Os avanços nas tecnologias médicas, computacionais e de *software* revolucionaram os tratamentos que envolvem o uso da radiação, especialmente quando se trata de administrar doses elevadas em áreas de difícil acesso devido aos movimentos do paciente que podem vir à trazer limitações no tratamento. As imagens médicas, em sua maioria obtidas por meio de Tomografias Computadorizadas, têm se destacado pela precisão que proporcionam no diagnóstico médico. As técnicas de irradiação com acelerador linear abrangem diversas abordagens, incluindo planos de rotação únicos, múltiplos arcos convergentes não coplanares e rotação dinâmica da mesa e do *gantry*. Essas técnicas oferecem vantagens significativas, como a flexibilidade para adaptar a geometria do campo de radiação à lesão a ser tratada, a ausência de restrições quanto ao tamanho do campo (o que justifica o uso de campos pequenos) e a capacidade de fracionar a dose conforme necessário (SALVAJOLI; SALVAJOLI, 2012).

No entanto, é importante destacar que o uso de campos pequenos impõe desafios adicionais. Isso inclui a necessidade de rigoroso controle de qualidade para garantir a segurança e a reprodutibilidade dos tratamentos radioterápicos. Além disso, são necessários cuidados especiais para garantir a precisão mecânica do sistema, bem como a realização de testes frequentes nos componentes mecânicos, de radiação e nas transferências de dados para o TPS. Esses avanços tecnológicos oferecem um potencial considerável para melhorar a precisão e a eficácia dos tratamentos com radiação, mas também demandam um comprometimento contínuo com a qualidade e a segurança para garantir resultados ótimos para os pacientes (FURNARI, 2009; LEVITT *et al.*, 2012).

A ilustração apresentada na Figura 4 ilustra o posicionamento do paciente para o tratamento por radiocirurgia em um acelerador linear de partículas. Esse tratamento é realizado com um feixe de raios X, obtido a partir da frenagem de um feixe de elétrons, tendo como objetivo a eliminação ou redução de tumor intracraniano.

Figura 4 – Ilustração do Posicionamento do Paciente para a radiocirugia



Fonte:(BRAGG; WINGATE; CONWAY, 2008).

2.3 Planejamento Radioterápico

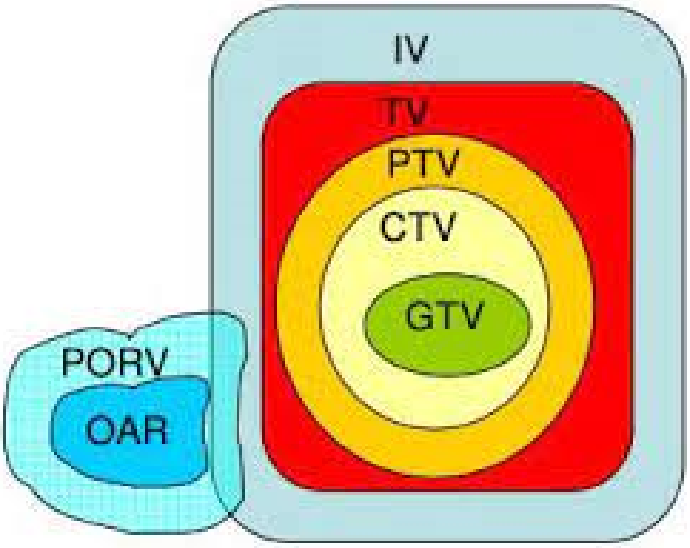
O planejamento para o tratamento radioterápico deve ser realizado com entrega de uma dose exata de radiação em um determinado volume. A *International Commissioning on Radiation Units and Measurements* (ICRU, em português Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação) no relatório 62, descreve os volumes relevantes a serem considerados para o planejamento radioterápico, de maneira a serem considerados a histologia do tumor, as vias de disseminação, os efeitos colaterais, a idade e o estado geral dos pacientes (IAEA, 2017a).

As definições dos volumes a serem irradiados e/ou tratados com a utilização da radiação, tem como fatores preponderantes o volume visível do tumor, o conhecimento da progressão natural da doença na população e individual, e erros na precisão da radiação do segmento do feixe, incluindo-se o movimento do órgão irradiado com base em estudos de imagem por TC (MOURÃO; OLIVEIRA, 2018; KHAN; GIBBONS, 2014).

Os volumes de tratamento são um conceito de volume geométrico que busca definir as formas de incidência do feixe para garantir a dose absorvida prescrita no volume alvo da irradiação. O volume bruto do tumor (GTV) é a extensão e localização bruta demonstrável do tumor, refere-se ao tumor visível com base nos estudos de imagens radiológicas e pode consistir em um tumor primário ou metastático. A delimitação do GTV somente será possível se o tumor for visível, palpável ou demonstrável por imagem e não pode ser definido se o tumor foi removido cirurgicamente, embora o contorno do leito tumoral possa ser substituído pelo exame pré-operatório e imagens radiológicas pós-operatórias (MOURÃO; OLIVEIRA, 2018; KHAN;

GIBBONS, 2014).

Figura 5 – Ilustração dos tipos de volumes do tratamento radioterápicos



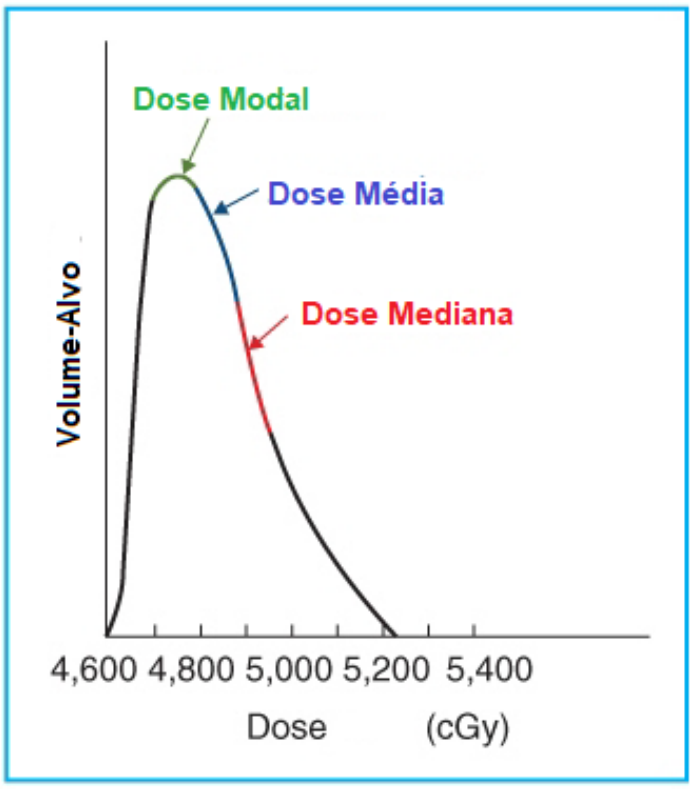
Fonte: (MELGAREJO, 2014).

Na Figura 5 são ilustrados os volumes-alvo para tratamentos radioterápicos nos pacientes oncológicos. O volume visível do tumor (GTV, do inglês *Gross Tumor Volume*), é caracterizado como a massa palpável do tumor. O volume conhecido como volume de alvo clínico (CTV) representa a área onde se encontra a doença maligna microscópica, incluindo os tumores identificados nas imagens de tomografia computadorizada (TC). Esse volume reflete a verdadeira extensão e localização do tumor. O delineamento do CTV pressupõe que não há células tumorais fora deste volume e ele deve receber a dose adequada para atingir o objetivo terapêutico. O volume que inclui o CTV é chamado de volume-alvo interno que busca definir as formas de incidência do feixe para garantir a dose absorvida prescrita. A margem em torno do CTV deve ser grande o suficiente para compensar os movimentos internos, bem como as incertezas de movimento do paciente e das configurações. O volume alvo de planejamento (PTV) como o volume que leva em consideração as imprecisões da configuração diária do paciente, o movimento dos órgãos do alvo do feixe. O tamanho do PTV varia de acordo com o uso das imagens realizadas no guia de imagem para a radioterapia. O volume de planejamento do alvo (PTV, do inglês *Planning Target Volume*) leva em conta o movimento dos órgãos ou a incerteza da sua posição, para assegurar que a dose seja absorvida no CTV. Os órgãos de risco (OAR, *Organ at Risk*) são delineados e incluídos no planejamento. Assim como para o CTV, foi definido um volume de planejamento para o OAR, que leva em conta a sua movimentação no paciente, chamado de PORV (*Planning Organs at Risk Volume*). Além desses, o ICRU 62 [10] ainda escreve mais dois volumes, o TV (Treatment Volume) – define o volume planejado que recebeu a dose prescrita – que é descrito como volume irradiado com uma dose que seja importante para o paciente. (MOURÃO; OLIVEIRA, 2018; KHAN; GIBBONS, 2014; MELGAREJO, 2014).

O volume irradiado no tratamento é maior que o volume que precisa ser tratado. O volume do tecido-alvo que recebe uma dose significativa depende da técnica de tratamento a ser utilizada. É determinado que a dose mais alta na área alvo é chamada de dose alvo máxima e a dose alvo mínima é a menor dose absorvida na região alvo do tratamento. Se a dose for calculada em um grande número de pontos discretos e uniformemente distribuída na área alvo, a dose alvo média é a média dos valores de doses absorvidas nesses pontos. A dose alvo mediana é simplesmente o valor entre o máximo e o mínimo de dose absorvida dentro do alvo (KHAN; GIBBONS, 2014).

A Figura 6 apresenta a curva de frequência de dose absorvida no volume alvo tumoral o histograma Dose-Volume, um histograma que relaciona a dose de radiação com o volume do tecido no planejamento da radioterapia. Os valores de dose absorvida no tumor variam de 4,6 a 5,2 cGy. Na curva aparecem indicados a região onde ocorre os valores de Modal e Mediana, referente aos valores de variação da dose. Note-se que o pico da curva ocorre em, aproximadamente, 4,75 cGy, que seria a dose absorvida mais prevalente no tumor irradiado.

Figura 6 – Curva de frequência de dose absorvida no volume alvo tumoral.



Fonte: adaptado (KHAN; GIBBONS, 2014)

2.4 Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

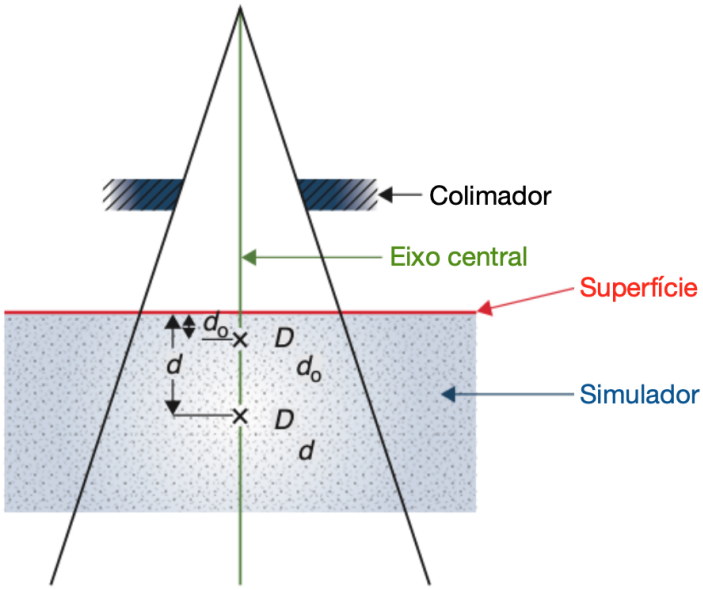
A quantidade de radiação X absorvida ao longo do eixo central de um feixe emitido por um acelerador linear de partículas, utilizado no tratamento radioterápico de pacientes com câncer, apresenta uma variação contínua desde a superfície. Por regra geral, à medida que o feixe se propaga e interage com a matéria vai se tornando menos intenso e reduzindo a dose depositada. No entanto, feixes mais penetrantes tendem a aumentar a dose a partir da superfície até atingir um valor máximo e então, o valor de dose começa a decair. Quando um feixe de fótons se propaga em um objeto, ele tende a depositar mais energia perto da superfície e após atingir o valor máximo da dose, diminui com a profundidade. Quando a radiação interage inicialmente com a matéria, a dose absorvida aumenta devido à acumulação de elétrons e, posteriormente, diminui além da profundidade onde ocorreu essa acumulação. Assim sendo, este valor de dose máxima ocorre a uma pequena profundidade da superfície do objeto com o qual o feixe de raios X gerado pelo acelerador linear interage (KHAN; GIBBONS, 2014; LEVITT *et al.*, 2012; PORTELA; MOURÃO; ALONSO, 2022).

A dose absorvida é equivalente à taxa de dose multiplicada pelo intervalo de tempo de medição. Utilizando essas grandezas é possível calcular o percentual de dose em profundidade (PDP). Essa medida dosimétrica é registrada em valores percentuais, representando o valor da dose em qualquer profundidade $\boldsymbol{d}$, denominada dose $\boldsymbol{D}_d$ ao longo do eixo central do feixe, em relação à uma dose no ponto de referência $\boldsymbol{d}_o$, em uma dada profundidade ao longo do eixo central, denominada $\mathbf{D}_{do}$. A dose percentual em profundidade **P** pode ser definida como a razão entre a dose absorvida neste ponto $\boldsymbol{D}_d$ e a dose de referência $\boldsymbol{D}_{do}$ (KHAN; GIBBONS, 2014; MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007).

O pico da dose absorvida $\boldsymbol{D}_{max}$ ocorre abaixo da superfície do objeto simulador e ocorre em maior profundidade, dependendo da energia do feixe de raios X e do tamanho do campo. A profundidade de referência $\boldsymbol{d}_0$ deve ser determinada para um campo de referência no tamanho $10x10$ cm², para minimizar o retroespalhamento de fótons e elétrons e ser mantida a mesma para todos os tamanhos de campos, independentemente de onde ocorre o pico de dose. O equilíbrio eletrônico denota que a dose máxima administrada para o feixe de elétrons varia, aproximadamente, de 1 a 3 centímetros, dependendo da energia do feixe de raios X. Uma queda da dose a uma profundidade máxima ocorre à medida em que os fótons são mais penetrantes e tendem a fornecer o máximo de dose a uma profundidade de 2,0 a 4,0 cm (KHAN; GIBBONS, 2014; MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007; SCAFF, 2010).

A Figura 7 apresenta um desenho no qual se observa o caminho de propagação do feixe de raios X em direção a um objeto simulador, desde o foco e interagindo com um simulador. A linha vertical é o eixo central do feixe, utilizada como referência para traçar a curva de PDP.

Figura 7 – Propagação do feixe de raios X em direção a um objeto simulador.



Fonte: adaptado (KHAN; GIBBONS, 2014)

A dose absorvida pelo paciente, representado por um objeto simulador, varia com com a profundidade. Essa varação depende de fatores como a energia do feixe de fótons, o tamanho de campo, a distância da fonte, o sistema de colimação do feixe e a profundidade. Todos esses fatores são considerados por afetarem no cálculo de dose do paciente, uma vez que afetam a distribuição de dose em profundidade. A correta deposição da dose no paciente requer um correto posicionamento deste em relação à fonte de radiação. A atenuação é dependente das características do feixe de fótons e da composição da matéria irradiada. A propagação do feixe a partir da fonte é divergente, assim, a densidade de fótons vai diminuindo com o distanciamento da fonte. A propagação de um feixe de fótons no paciente é afetada pela atenuação e dispersão do feixe ao interagir com as estruturas do corpo do paciente, no ar e no colimador, dando origem a fótons dispersos e a elétrons secundários (KHAN; GIBBONS, 2014; MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007; SCAFF, 2010).

2.4.1 A Região de *Build-up*

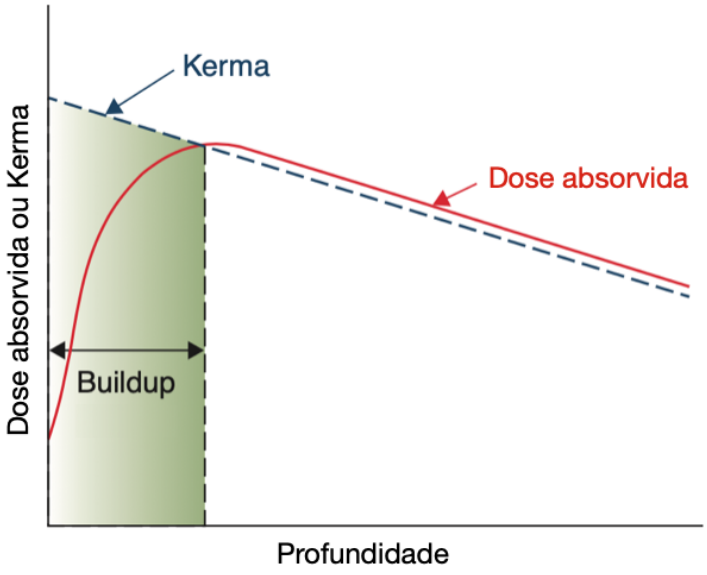
Quando a radiação X passa do ar para o tecido, ocorre uma perda do equilíbrio eletrônico, sendo este desequilíbrio o número de elétrons que escapa dentro de um pequeno volume ao redor do ponto de interação, no interior do tecido, fazendo com que aumente o número de elétrons livres. A dose relativa em profundidade de um feixe de fótons de alta energia aumenta desde a superfície até um valor máximo. Essa região onde ocorre esse crescimento de deposição de dose é denominada região de *Build-up* ou região de crescimento. Após a região de *Build-up* a dose decai exponencialmente. Nesta região existe o equilíbrio eletrônico, conforme a radiação vai

penetrando no tecido o número de elétrons que interagem se igualam aqueles que estão sendo liberados (KHAN; GIBBONS, 2014; PERES, 2018).

A profundidade que corresponde ao máximo de dose é conhecida como profundidade de dose máxima. Para além da caracterização da deposição de dose ao longo do eixo central, para a avaliação da dose em profundidade, é importante mencionar que a dose axial, ou dose de perfil, é também uma representação gráfica da distribuição da dose em função da distância ao raio central do feixe de fótons, medida perpendicularmente ao eixo central, a uma dada profundidade (MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007; KHAN; GIBBONS, 2014; PERES, 2018).

A Figura 8 apresenta um gráfico de variação de dose absorvida com a profundidade PDP, de um feixe de fótons de alta energia, no qual está realçada em verde a região de *Build-up*, inicia-se na superfície do objeto irradiado e vai até a profundidade onde ocorre o valor máximo de dose, que é a parte crescente da deposição de dose. A partir desta profundidade, a dose diminui à medida que o feixe penetra no objeto irradiado. Pode ser observado também, na região descendente da curva de dose absorvida, para essa faixa de energia, que seus valores são ligeiramente maiores que os valores de kerma.

Figura 8 – Curva de PDP demarcando a região de *Build-up*.



Fonte: adaptado (KHAN; GIBBONS, 2014)

2.5 Curvas de Isodose

As curvas de isodose são obtidas pela união de pontos onde ocorre o mesmo valor de dose e são usadas para representar as variações volumétricas ou planas da dose absorvida. Estas curvas, representam a variação da dose em função da profundidade e distância transversal do eixo central e podem ser normalizadas para o ponto de dose máxima no eixo do feixe dentro

do plano de interesse, ou podem ser consideradas como linhas absolutas que representam um valor de dose específico. As curvas de isodose também são referidas pela função da forma e área de um campo de irradiação, a distância foco-superfície, a qualidade da radiação dos feixes de fótons e os feixes incidentes perpendiculares a uma superfície plana de um material (PORTELA; MOURÃO; ALONSO, 2022; PERES, 2018; KHAN; GIBBONS, 2014).

Compreende-se que em uma determinada profundidade, a curva desenhada de isodose determina a atenuação que ocorre quando o feixe passa através do material. Esta atenuação e a deposição da dose dependem principalmente das características do feixe, da energia dos fótons ou partículas da composição da matéria atenuante. A região onde ocorre a deposição do feixe de fótons tendo a dose mais alta recebe a indicação de 100%, sendo esta a porcentagem de dose profunda e das curvas presentes nos valores relativos à dose máxima na profundidade de equilíbrio eletrônico. A dose em qualquer profundidade é maior no eixo central e diminui gradualmente em direção às bordas em função da distância lateral do eixo (PORTELA; MOURÃO; ALONSO, 2022; PERES, 2018; KHAN; GIBBONS, 2014).

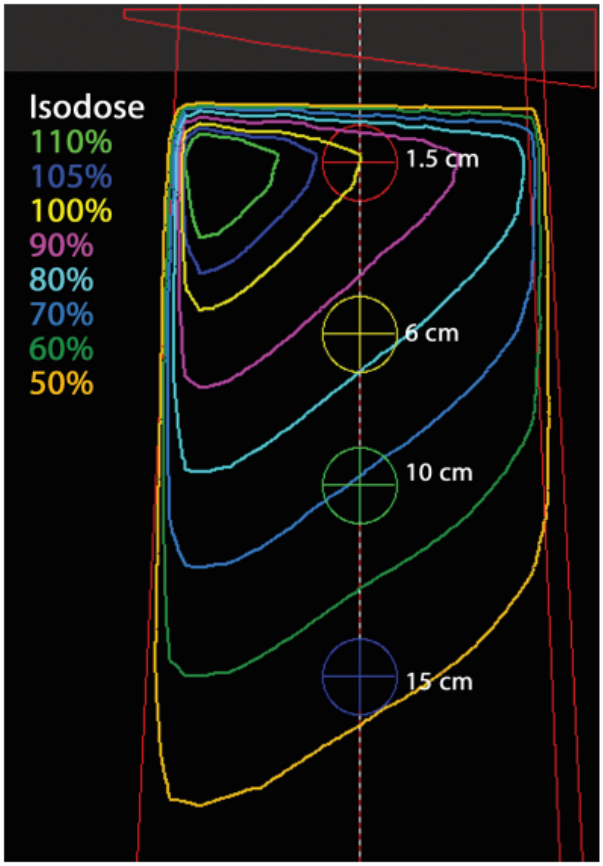
Além disso, as curvas de isodose consistem em uma família de curvas desenhadas por pontos de valores percentuais iguais de dose. Os valores de dose em profundidade das curvas são normalizados na referência no ponto de dose máxima no eixo central ou a uma distância fixa ao longo do eixo central do meio irradiado. A verificação da dose entregue requer comparações entre a dose medida e a dose calculada e como forma de determinar a precisão da dose pretendida, as linhas de isodose, que são coloridas em duas dimensões tridimensionais, são usadas para visualizar distribuições de doses medidas e calculadas. Considera-se que as curvas de isodose são intervalos regulares de dose absorvida desenhada como mapas de distribuição de dose detalhada e que podem ser expressas como uma percentagem da dose num determinado ponto de referência (PORTELA; MOURÃO; ALONSO, 2022; PERES, 2018; KHAN; GIBBONS, 2014).

A Figura 9 apresenta um mapa de curvas de isodose de uma irradiação por feixe de fótons gerados com uma tensão de 6,0 MV, em um campo de 10x10 cm², utilizando um objeto simulador homogêneo. Nesta irradiação foi utilizada uma cunha (em vermelho), para a região mais espessa do lado direito. Por esta razão, houve uma redução das doses em profundidade do lado direito, em relação ao lado esquerdo do raio central.

A região onde ocorre 100% da dose está delimitada por uma linha amarela. No interior dessa linha, as doses são maiores que 100% e exteriormente são menores. Entre a região de 100% da dose terapêutica e a curva rosa (90%) ocorrem as doses maiores que 90% e menores que 100%.

A 15 cm de profundidade, na região do raio central, a dose está entre 50 e 60% da dose programada. Para uma mesma profundidade as doses do lado direito são sempre menores que as doses do lado esquerdo em virtude da parcela do feixe absorvida pela cunha.

Figura 9 – Mapa de Curvas de Isodose de uma irradiação por feixe de fótons de tensão de 6 MV em um campo de $10x10$ cm².



Fonte: adaptado (VIDETIC; VASSIL; WOODY, 2020)

2.6 Controle de Qualidade

Para a realização do controle de qualidade em radioterapia no Brasil, foi adotado o documento técnico TecDoc-1151 - Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia. Este documento foi desenvolvido pelo Instituto Nacional do Câncer (INCA), que está sob a jurisdição do Ministério da Saúde e está em conformidade com os protocolos de controle da qualidade estabelecidos pela Organização Mundial da Saúde (OMS) e define a garantia de qualidade nos processos de tratamento radioterápico para pacientes oncológicos. Isso engloba todas as medidas necessárias para assegurar e manter a consistência na prescrição clínica e na administração das doses durante o tratamento dos pacientes (ALMEIDA *et al.*, 2000; FURNARI, 2009).

Vale ressaltar que a avaliação da qualidade no tratamento radioterápico engloba a medição das doses no volume-alvo, o monitoramento das doses nos tecidos saudáveis e a realização de verificações no paciente para determinar a eficácia do tratamento. Além disso, deve ser destacado que essas medidas estão em consonância com as diretrizes estabelecidas no âmbito do protocolo

de garantia da qualidade em tratamentos radioterápicos, garantindo que os aspectos físicos do tratamento sejam conduzidos de acordo com as recomendações estabelecidas (ALMEIDA *et al.*, 2000; FURNARI, 2009).

O objetivo do Programa de Controle de Qualidade (PCQ) a ser estabelecido, visa garantir o bom desempenho das máquinas, dos dispositivos e dos processos, de modo que, não se afastem dos valores de referência e tolerância de uso. A ICRU 62 recomenda que a incerteza total de um tratamento de radioterapia não deve ultrapassar 5% no processo de administração de dose no paciente. O Controle de Qualidade é realizado por um grupo executor, liderado pelo Físico-Médico especialista e os registros documentais devem conter todas as informações relativas aos pacientes, ao tratamento, ao controle de qualidade das máquinas e do sistema de planejamento. Os testes rotineiros minimizam a probabilidade da ocorrência de erros (FURNARI, 2009).

No que diz respeito às avaliações físicas, os testes realizados nos aceleradores lineares seguem uma programação regular: diário, mensal e anual com foco na segurança tanto dos pacientes quanto dos Indivíduos Ocupacionalmente Expostos (IOE). Os testes diários abrangem aspectos que impactam diretamente o paciente, incluindo o posicionamento do paciente, a conformação do campo de irradiação e a dose aplicada durante o tratamento. Já os testes mensais têm o propósito de verificar os parâmetros das travas e códigos dos acessórios, a posição dos colimadores e a configuração da mesa utilizada para acomodar o paciente. Por fim, os testes anuais englobam a análise das variações constantes nos parâmetros, como a angulação do gantry, a taxa de dose programada no software, a integridade dos filtros e o desempenho das câmaras monitoras, conforme listados nos apêndices (FURNARI, 2009).

Além desses testes específicos, para assegurar a administração e o controle de qualidade contínuos no tratamento radioterápico, também são realizadas etapas adicionais. Isso inclui a definição da área alvo para irradiação, a aquisição de dados do paciente por meio de um planejamento radioterápico por imagens radiológicas, geralmente obtido por tomografia computadorizada, a implementação do plano de tratamento e a verificação do tratamento em si. Devido à complexidade dos sistemas e ao zelo pela segurança do paciente oncológico, são conduzidos testes de rotina no ponto de entrada do feixe de radiação (ALMEIDA *et al.*, 2000; FURNARI, 2009).

2.7 Dosimetria

A dosimetria das radiações trata do estudo quantitativo dos efeitos provocados pela interação das radiações com a matéria. A padronização das definições associadas às grandezas em análises e medições, são considerados nos campos da medicina, da indústria, na energia nuclear e na radioproteção. A IAEA publicou o Relatório TRS-457 - *Dosimetry in Diagnostic Radiology An International Code of Practice*. Neste relatório as grandezas dosimétricas de interesse foram determinadas e descritas. Existem diversos meios de medir a dose depositada por

radiações ionizantes na matéria. Dentre os possíveis sistemas de estado sólido disponíveis para a análise da dosimetria da radiação ionizante, os sistemas mais utilizados são os dosímetros termoluminescentes (TLDs), diodos e filmes radiocrômicos. A dosimetria é essencial para aplicações médicas de radiação ionizante, devido ao aumento de sua aplicabilidade em terapia e diagnóstico (MOURÃO; OLIVEIRA, 2018; KHAN; GIBBONS, 2014; IAEA, 2017b; LAMÔNICA *et al.*, 2023).

2.7.1 Grandezas Dosimétricas

As principais grandezas dosimétricas utilizadas em radioterapia, são definidas pela *Technical Reports Series, nº 457*, (IAEA, 2017b), conforme as equações de 2.1 a 2.6.

2.7.1.1 Fluência

A fluência (ϕ) é obtida pela razão entre o número de partículas incidentes (dN) em uma esfera de área de seção transversal (dA), definida pela eq. 2.1:

$$\phi = \frac{dN}{dA} \tag{2.1}$$

2.7.1.2 Kerma e Taxa de Kerma no ar

O Kerma (K) é dado pela razão entre a energia (dE) e a massa (dm). Onde dE é a energia cinética inicial de todas as partículas liberadas por partículas sem carga de um material de massa (m), definido pela eq. 2.2:

$$K = \frac{dE}{dm} \tag{2.2}$$

A unidade de medida do Kerma é o joules por quilograma ($J.kg^{-1}$), denominado especialmente de gray (Gy). A taxa de Kerma ($\dot{K}$) é a variação do Kerma (dK) em relação ao tempo (dt), definida pela eq. 2.3:

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \tag{2.3}$$

A unidade de medida da taxa de kerma é o gray por segundo ($Gy.s^{-1}$).

2.7.1.3 Dose Absorvida

A dose absorvida é o razão entre a energia ($d\varepsilon$) e a massa (dm)d. Onde $d\varepsilon$ é a energia média transmitida pela matéria de massa (m). A unidade de medida é o gray (Gy). definida pela eq. 2.4.

$$\varepsilon = \frac{d\varepsilon}{dm} \tag{2.4}$$

2.7.1.4 Fluência de Energia

A fluência de energia é dada pela letra ψ (Psi), sendo a razão entre a energia irradiada (dR) que incide em uma esfera de secção de área transversal (da), sendo dado por:

$$\psi = \frac{dR}{da} \tag{2.5}$$

2.7.2 Unidade Monitora (UM)

Quando uma determinada quantidade de fótons X é gerada no acelerador linear de partículas, o rendimento da geração é variável no que se refere a quantidade de radiação emitida pelo feixe por unidade de tempo, por isto, utiliza-se a quantidade fixa de radiação de fótons de raios X integrados ao equipamento. A esta medida de quantidade da radiação chama-se de Unidade Monitora (UM). A dose absorvida por unidade monitora é calibrada em função da dose absorvida medida em um objeto simulador sob condições de referência, especificadas em protocolos internacionais. O protocolo mais comumente utilizado é da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA). Essa quantidade de dose absorvida pode ser obtida por meio de medidas feitas com câmaras de ionização e com objetos simuladores de água. Normalmente, os aceleradores lineares são calibrados para entregar 1,0 cGy/UM, para um tamanho de campo de 10x10 cm², a uma distância de 100 cm do ponto focal e uma profundidade de 10 cm na água. A eq. 2.6 determina como ocorre o cálculo das unidades monitoras para a irradiação em um dado acelerador linear. O cálculo é feito com o software do fabricante de maneira automatizada (KUNG; CHEN; KUCHNIR, 2000; PERES, 2018; GIGLIOLI, 2012; KHAN; GIBBONS, 2014; MOURÃO; OLIVEIRA, 2018).

$$UM = \frac{D}{PDP.F_{cal}.F_{campo}.F_{bandeja}.F_{filtro}.F_{offaxis}} \tag{2.6}$$

Onde D é dose de radiação prescrita, PDP é o percentual de dose de radiação na profundidade de tratamento, F_{cal} é o fator calibração do feixe de radiação, F_{campo} é o fator de abertura do campo de tratamento, $F_{bandeja}$ é o fator de atenuação gerado pela bandeja de acrílico que apoia os blocos de colimação, quando for usada e $F_{offaxis}$ é o fator que leva em conta o cálculo da dose de radiação em um ponto fora do eixo central do campo de radiação.

2.7.3 Dosimetria em Radioterapia

A prática na dosimetria clínica e o uso de ferramentas e instrumentos de medida, são baseadas na qualidade do feixe de radiação, com o objetivo de verificar a dose administrada

e o posicionamento do paciente. De modo geral, recomendam-se que as diferenças entre as doses calculadas e as doses medidas não devem ser superiores a 3%. A dose calculada no planejamento é subtraída da dose medida e é comparada com a dose obtida com base em cálculos matemáticos. As medidas dosimétricas são necessárias, por exemplo, para o emprego de técnicas de caracterização de campos pequenos, de propriedades dos detectores e do desenvolvimento nos formalismos relacionados às medições dos efeitos de campos pequenos para dosimetria convencional conduzida sob tamanhos e condições de campos padrões (DEVIC, 2011; DANIELI *et al.*, 2022; RIVERA-MONTALVO, 2014).

De forma a garantir a acurácia na entrega da dose, equipamentos usados na radioterapia, especialmente os que utilizam os feixes de fótons, necessitam de detectores adequados para determinar a dose entregue ao paciente em seu tratamento radioterápico, com exatidão (DANIELI *et al.*, 2022; RIVERA-MONTALVO, 2014).

Os detectores sólidos de radiação são dispositivos constituídos de materiais sensíveis à radiação ionizante e constituem um sistema que transforma os efeitos da interação da radiação em um valor de medida de uma grandeza. Entre os processos utilizados para detectar e quantificar a radiação, estão: a geração de cargas elétricas, a geração de luz, a sensibilização de emulsões, a geração de calor e as alterações na dinâmica em processos químicos. Os instrumentos de medição são considerados para as medidas de dose e devem possuir características que justificam o seu uso. As alterações induzidas pela radiação ionizante incidente devem persistir por tempo suficiente para que se possa ser observada, e desta forma permitir a medida de uma grandeza (RIVERA-MONTALVO, 2014; PERES, 2018; NOLASCO, 2018).

Para dosimetria de feixes de fótons é ideal utilizar um detector que tenha características como alta sensibilidade, boa resolução espacial, baixa dependência energética, boa estabilidade e equivalência com o tecido/água.

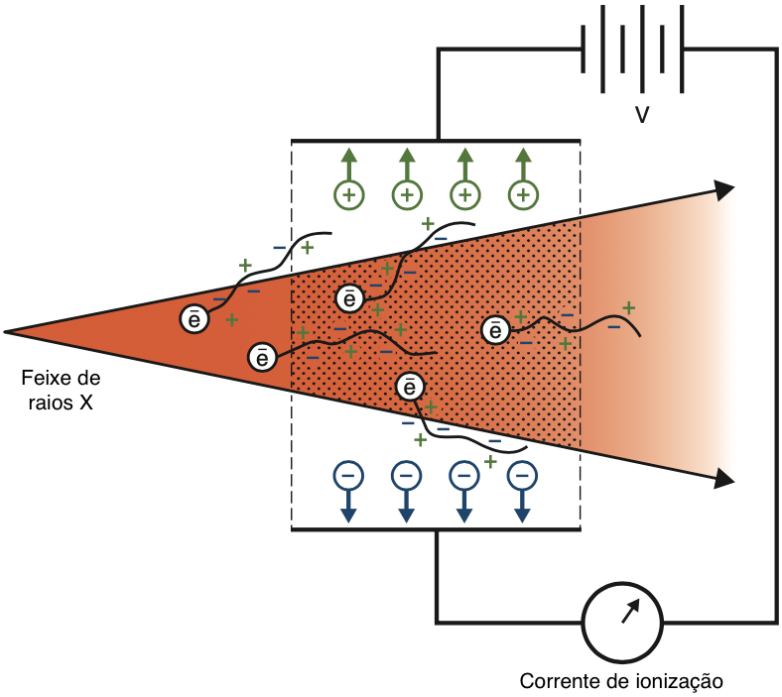
2.7.3.1 Câmara de Ionização

As câmaras de ionização são usadas para a determinação de dose absorvida em radiodiagnóstico e radioterapia. Estes dispositivos de medição podem ter diferentes formatos e tamanhos, dependendo do seu emprego específico no processo de medição. A câmara de ionização é uma cavidade preenchida com um gás com uma parede externa condutiva e tem um eletrodo central. A parede externa e o coletor central são separados por um isolante de alta qualidade, de modo a evitar o surgimento de correntes de fuga, quando é aplicada uma tensão entre esses dois pontos (KHAN; GIBBONS, 2014; HOPPE; PHILLIPS; ROACH, 2010).

A Figura 10 apresenta um esquema que auxilia a entender o princípio de funcionamento de uma câmara de ionização. Quando o gás existente na câmara é irradiado por um feixe de raios X, são gerados pares de íons no seu interior da câmara. Esses íons são atraídos pelos dois eletrodos de acordo com a carga que apresentam. Essa atração ocorre devido à diferença de potencial (d.d.p. ou tensão elétrica) existente entre esses eletrodos. O deslocamento dos íons

gera uma corrente elétrica que pode ser medida e é proporcional ao número de pares de íons gerados (KHAN; GIBBONS, 2014; HOPPE; PHILLIPS; ROACH, 2010).

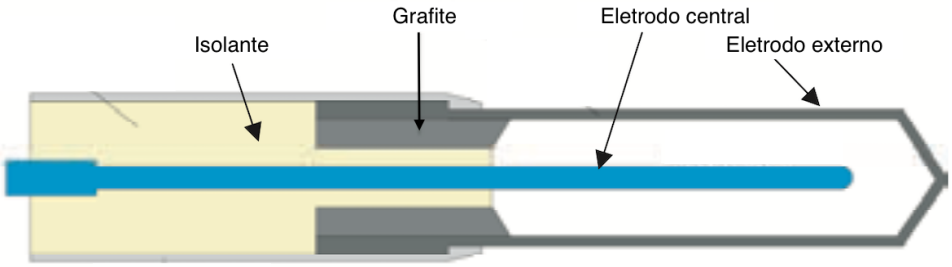
Figura 10 – Princípio de funcionamento da Câmara de Ionização.



Fonte: adaptado (KHAN; GIBBONS, 2014).

Este sinal elétrico é utilizado para medir os valores de kerma e dose absorvida (PODGORSAK, 2005; IAEA, 2017a). A Figura 11 apresenta o esquema básico de uma câmara de ionização cilíndrica.

Figura 11 – Esquema de uma Câmara de Ionização cilíndrica.



Fonte: adaptado (IAEA, 2017a).

2.7.4 Dosímetro Termoluminescente

Os dosímetros termoluminescentes (TLD) são medidores de radiação compostos por um cristal termoluminescente dopado, com dois níveis de condução, a banda de valência e a banda

de condução. Estes materiais, ao absorverem a radiação, retêm parte da energia absorvida em estados metaestáveis, que são resultado de defeitos na rede do cristal dopado.

Entre o último nível da banda de valência e o primeiro nível da banda de condução, existe uma região proibida com relação à ocupação dos elétrons ou lacunas. Esses elétrons ou lacunas que foram armadilhados, permanecem no estado metaestável, até serem excitados. Esta excitação pode ser realizada por uma fonte de calor e ao receberem essa energia, voltam a se recombinar e emitem fótons luminosos. A quantidade de luz emitida é proporcional à radiação absorvida pelo material (PERES, 2018; NOLASCO, 2018; BOUSTANGE *et al.*, 2023).

Quando o TLD é irradiado por um feixe de fótons X, os fótons interagem com a matéria basicamente por dois processos básicos, sendo eles o efeito fotoelétrico e o espalhamento Compton. Os dosímetros mais comumente usados em aplicações médicas são cristais de fluoreto de lítio, dopados com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti). No entanto, outros cristais dopados também podem ser utilizados como dosímetros termoluminescentes (PERES, 2018; NOLASCO, 2018; BOUSTANGE *et al.*, 2023).

Na radioterapia, o dosímetro termoluminescente é utilizado para a dosimetria *in vivo*, sendo necessário para verificar a dose de entrada na pele do paciente e evitar efeitos de sobre-dose. Também estão presentes nos dosímetros de uso pessoal, utilizados pelos trabalhadores ocupacionalmente expostos em áreas controladas ou supervisionadas, ou ainda, em objetos simuladores antropomórficos que simulam o corpo de um paciente (PERES, 2018; NOLASCO, 2018; BOUSTANGE *et al.*, 2023).

A Figura 12 apresenta alguns dosímetros termoluminescentes do tipo LiF-100, com diferentes formatos e tamanhos.

Figura 12 – Dosímetros termoluminescentes LiF-100.

Fonte: (BOUSTANGE *et al.*, 2023).

2.7.5 Filmes Radiocrômicos

O filme radiocrômico consiste em camadas finas, da ordem de mícrons, feito de material radiossensível e imprensado entre um material plástico transparente. O filme não exposto tem uma cor mais clara e depois de irradiado, ele escurece como resultado de um processo de polimerização induzido por radiação ionizante. A quantidade de escurecimento está relacionada à dose de exposição do filme. Existem filmes específicos para diferentes faixas de dose, que são utilizados em radiodiagnóstico e em radioterapia.

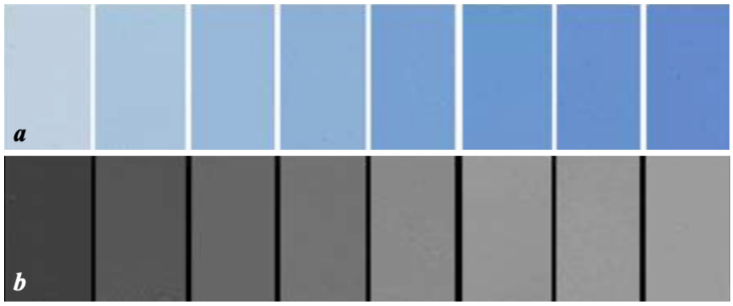
Em geral, os filmes radiocrômicos exibem menos dependência energética do que o filme radiográfico, principalmente porque o filme radiocrômico é feito com materiais essencialmente equivalentes à água. Todos os tipos de filme radiocrômico têm a vantagem de não necessitarem de processamento químico e, além disso, não serem muito sensíveis à iluminação ambiente. Portanto, o manuseio do filme é significativamente mais simples do que o filme radiográfico (HOPPE; PHILLIPS; ROACH, 2010; ALDELAIJAN; DEVIC, 2018).

Os filmes radiocrômicos EBT (*External Beam Therapy*) são desenvolvidos para a verificação das doses nos tratamentos, na qualidade e no controle da dosimetria em procedimentos de radioterapia (teleterapia e braquiterapia), sendo passíveis de uso em radiodiagnóstico e em experimentos radiobiológicos. O processo de escurecimento do filme ocorre após a sua irradiação com os fótons ou elétrons e quando concluído o processo de absorção desta energia, os filmes são escaneados em após 24 horas. Isto facilita ainda mais a dosimetria de controle de qualidade com os filmes, porque podem ser analisados, até mesmo no próprio dia em que foram irradiados (HOPPE; PHILLIPS; ROACH, 2010; ALDELAIJAN *et al.*, 2016).

A detecção corresponde ao espectro de absorção e os filmes radiocrômicos são comercializados principalmente por representarem um dosímetro com um ponto efetivo de medição, com a menor profundidade equivalente para a água de 4 μm. Quando irradiados, desenvolvem a imagem induzida pela radiação por meio do processo denominado autodesenvolvimento pós-irradiação, que é regido pela polimerização dos monômeros do corante de polidiacetileno durante a transferência de energia de cada partícula para a parte receptiva. A sensibilidade dos filmes dosimétricos são comumente definidos como a taxa de mudança da sua cor e a quantidade de dose que causa essa modificação (ALDELAIJAN; DEVIC, 2018; HOPPE; PHILLIPS; ROACH, 2010; ASHLAND, 2023).

A Figura 13 apresenta em *a* o escurecimento na cor de outros filmes radiocrômicos, ao ser exposto a diferentes doses de radiação. O tom azul mais claro indica o filme não irradiado (0 Gy) e o mais escuro, foi o que recebeu a maior dose (6 Gy). A imagem *b*, apresenta as mesmas fitas após a separação dos canais de cores, sendo essa variação em tons de cinzas correspondente ao canal vermelho.

Figura 13 – Variação da cor com a exposição do filme radiocrômico EBT3.



Fonte: Autor, 2019

2.7.6 Considerações sobre os dosímetros

A câmara de ionização é o dispositivo medidor de dose mais comumente utilizado para o controle de qualidade em radioterapia. O modelo de câmara *pinpoint*, que apresenta pequenas dimensões, associada a uma caixa contendo água ou placas de água sólida. O modelo *3D Ion Chamber* do fabricante PTW, possui um volume útil de 16 mm^3, um cilindro com 1,45 mm de raio e 2,9 mm de comprimento. Esta câmara é recomendada para campos que variam de 2x2 a 40x40 cm^2, e trabalha com energias desde o cobalto-60 (^{60}Co) até feixes de raios X gerados com 25 MV em aceleradores lineares (PTW, 2022; IAEA, 2017a).

A câmara de ionização é um dosímetro pontual e para a o levantamento de uma curva de variação de dose em profundidade (PDP), o processo de captura de dados é muito demorado. A câmara deve ser posicionada em cada ponto de profundidade dentro do simulador de água e deverão ser feitas pelo menos 3 exposições para cada ponto. Se consideramos uma profundidade de 10 cm com amostragem a cada 5 mm de profundidade, serão necessárias 60 exposições distintas. Como vantagem, este dosímetro é reutilizável precisando apenas de cuidados no armazenamento e manuseio e a manutenção de sua calibração (PTW, 2022; IAEA, 2017a).

Os dosímetros termoluminescentes também são dosímetros para medidas pontuais. No entanto, podem ser utilizados vários dosímetros de forma simultânea, sempre tendo o cuidado de que a captura de dados de um dosímetro mais profundo não sofra interferência dos dosímetros próximos, que possam causar distúrbios nas medidas. Assim, para o teste proposto anteriormente, podem ser utilizados 3 conjuntos de dosímetros para a captura de dados de uma curva de PDP (PTW, 2022; IAEA, 2017a).

A maior dificuldade no uso de dosímetros TLD reside no processo de limpeza antes da irradiação e na leitura da dose após a exposição. Esses procedimentos envolvem aquecimentos, que podem ser demorados e difíceis de controlar. Além disso, os dosímetros TLD podem ser reutilizados (PTW, 2022; IAEA, 2017a).

Os filmes radiocrômicos são dosímetros capazes de realizar medidas pontuais ou longitudinais em uma única exposição. Necessitam de cuidados de armazenagem e transporte, principalmente devido à variações de temperatura e umidade, mas podem ser trabalhados para a

leitura das medidas utilizando suas imagens digitais, geradas antes e após a sua irradiação. A partir do trabalho dessas imagens em um software de imagens, é possível determinar as curvas de variação de dose ou doses pontuais (PTW, 2022; IAEA, 2017a).

Os filmes radiocrômicos são fabricados em folhas grandes de 20,3x25,4 cm^2, que podem ser divididas de acordo com a quantidade de informação que se deseja obter. Informações pontuais podem ser capturadas em tiras de 1x1 cm^2, por exemplo, e informações de áreas maiores, basta aumentar o tamanho da tira que se deseja utilizar. Na digitalização da imagem do filme a resolução da imagem de 200 ou 300 dpi permite coletar muitas amostras de dados em uma pequena área do filme, como por exemplo, 1x1 mm^2. Diferentemente das câmaras de ionização e dos TLDs, os filmes radiocrômicos não podem ser reutilizados após a sua exposição (PTW, 2022; IAEA, 2017a).

A Figura 14 apresenta em *a* a imagem de uma câmara de ionização modelo *pinpoint*, utilizada em radioterapia. Na imagem *b*, um anel com dosímetro TLD, usado em dosimetria individual de extremidade. Na imagem *c*, uma caixa de filme radiocrômico do tipo EBT3.

Figura 14 – Medidores de dose. Câmara pinpoint (a), anel dosimétrico (b) e caixa de filme radiocrômico (c).

Fonte: adaptado (PTW, 2022; RADPRO, 2023; ASHLAND, 2023)

2.8 Campos Pequenos

Os tratamentos radioterápicos em pacientes oncológicos, quando com carcinomas pequenos, são conduzidos com foco na maior proteção dos tecidos sadios circunvizinhos. Implementações recentes têm empregado largamente campos estáticos com dimensões inferiores a 4x4 cm² e também campos dinâmicos. Esses campos são denominados de campos pequenos e detêm as características especiais em relação às condições físicas idealizadas nos protocolos de dosimetria tradicionais e aos desequilíbrios localizados do espectro de partículas carregadas. A utilização de campos pequenos nas técnicas de tratamentos radioterápicos, aumentou significativamente, em especial na radioterapia. Este fato se deve ao aumento da utilização dos colimadores multilâminas

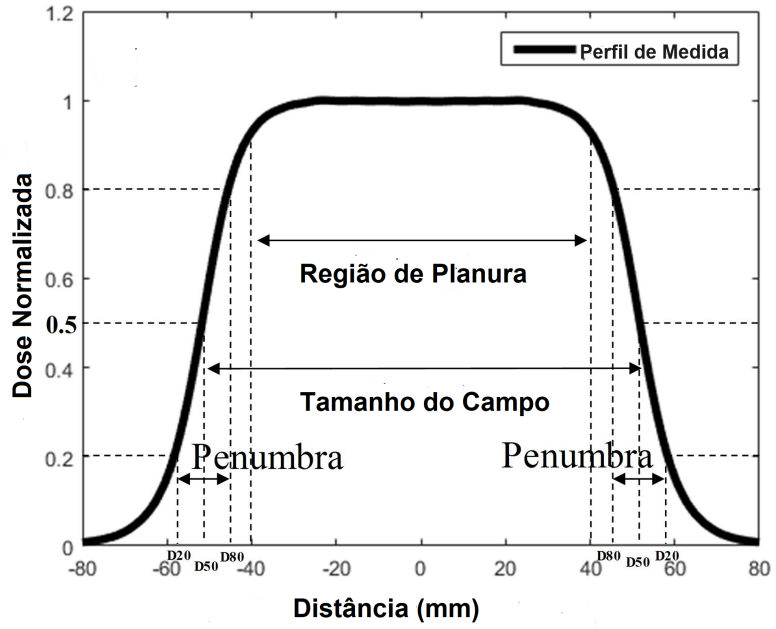
(*multileaf collimator* - MLC) com espessuras de lâminas variando entre 0,2 a 1 cm (JÚNIOR, 2018; ALFONSO *et al.*, 2008).

A dosimetria de campos pequenos é utilizada em tecnologias mais avançadas dos tratamentos radioterápicos, quando utilizada em radiocirurgia e IMRT. O desenvolvimento de novas tecnologias para os equipamentos usados nos tratamentos radioterápicos e os desafios inseridos para os pacientes oncológicos, influenciam muito na precisão dosimétrica quando da utilização de campos pequenos, por apresentarem um aumento na incerteza na aquisição dos dados dosimétricos. O uso dos campos pequenos apresentam desafios devido à perda do equilíbrio eletrônico das partículas carregadas nas laterais do feixe, região de penumbra, a oclusão da fonte primária dos fótons X e a escolha limitada de detectores de radiação adequado (JÚNIOR, 2018; ALFONSO *et al.*, 2008; MIJNHEER, 2017).

Para entendimento, a penumbra é uma região na qual a taxa de dose muda rapidamente em função da distância do eixo central do feixe, as bordas do campo de irradiação não são bem definidas. Isto ocorre devido aos ajustes no sistema de colimação, para variar a forma do feixe de modo a atender os requisitos individuais de cada paciente. A penumbra pode ser minimizada quando os colimadores são angulados e quando se aumenta a distância entre a fonte e o colimador (CUNHA, 2019; ALFONSO *et al.*, 2008; ZHU, 2010).

A Figura 15 apresenta um gráfico de deposição de dose no eixo transverso ao eixo central, perfil axial. Neste gráfico pode ser observado a característica de deposição de dose com o surgimento da região de penumbra.

Figura 15 – Perfil da deposição de dose no plano axial.



Fonte: adaptado (LI *et al.*, 2022)

A oclusão da fonte depende da geometria do cabeçote do acelerador linear de partículas, ou outro equipamento para tratamento com o uso de campos pequenos. Sendo também dependente da falta de equilíbrio das partículas carregadas, da energia do feixe e da densidade e composição do meio irradiado. Então, quanto maior a energia do feixe, maior é o efeito para a falta de equilíbrio de partículas carregadas. Em condições de equilíbrio das partículas carregadas, o kerma colisional é igual à dose absorvida, condição para a aplicação da teoria cavitária e do uso das câmaras de ionização para o cálculo das medidas dosimétricas (CHOW; SEGUIN; ALEXANDER, 2005).

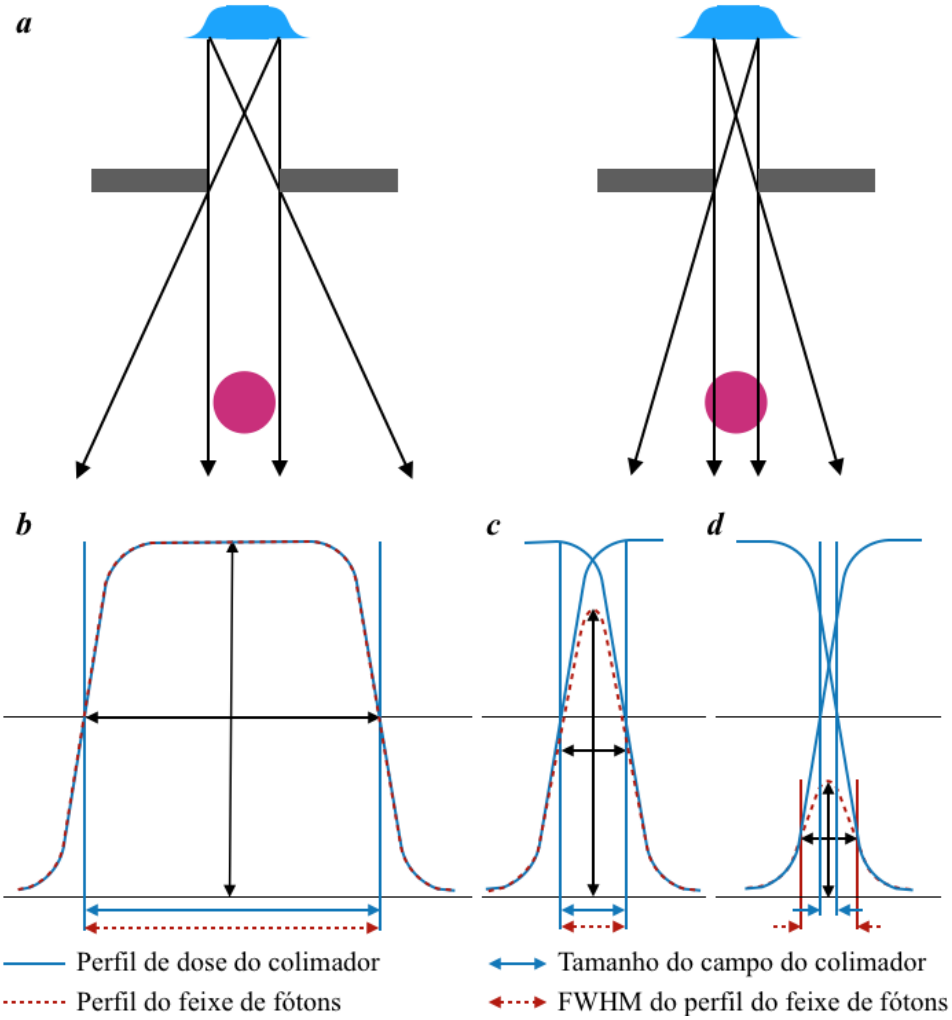
Assim, com o avanço dos tratamentos para tumores menores, o uso de campos pequenos está crescendo rapidamente, em várias técnicas especializadas de tratamento com radiação. No ano de 2017, com o objetivo de desenvolver o estudo e a análise da dosimetria de referência em campos pequenos foi publicado como Relatório Técnico nº483 (TRS-483) pela Agência Internacional de Energia Atômica em parceria com a *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM), visando a explicar os aspectos da Dosimetria de Campos Pequenos Estáticos usados em Radioterapia por Feixe Externo. Um Código Internacional de Práticas da IAEA e AAPM para a Determinação de Dose de Referência e Relativa (MIJNHEER, 2017; IAEA, 2017b). No TRS-483, a definição de um campo pequeno é bastante subjetiva e é dependente da energia do feixe de fótons, tendo cientificamente três condições físicas a serem cumpridas para que a colimação de um feixe faça com que ele seja designado como campo pequeno, sendo elas:

1. A perda de equilíbrio de partículas carregadas;
2. A oclusão parcial do feixe primário da fonte pelos dispositivos de colimação; e
3. O tamanho do detector, que pode ser considerado grande em comparação com as dimensões do feixe.

As duas primeiras características são relacionadas ao feixe, enquanto a terceira é relacionada ao detector para um determinado tamanho de campo. Essas três condições resultam em sobreposição entre as penumbras do campo e o volume do detector. Então, os campos pequenos na radioterapia externa são criados pela colimação à jusante de um feixe de fótons (IAEA, 2017b).

A Figura 16 ilustra como é realizada a colimação do feixe de raios X e os efeitos na distribuição da dose no objeto irradiado.

Figura 16 – Demonstração dos Campos Convencionais e dos Efeitos de Campos Pequenos.



Fonte: adaptado (DAS *et al.*, 2021)

A imagem *a*, ilustra como a região de penumbra é gerada em abertura maior e menor do colimador. Na imagem *b* apresenta como ocorre a distribuição da dose axial para uma abertura do colimador para campos maiores, na qual o perfil de dose do feixe coincide com a abertura do colimador. A imagem *c* é possível observar o desaparecimento da região de platô da curva de dose e a redução no valor máximo de dose devido à maior colimação do campo. A imagem *d* ilustra como uma colimação pequena promove uma grande redução no valor da dose na região de homogeneidade do feixe e como aumenta proporcionalmente a região de penumbra, fazendo com que a região de penumbra seja predominante na deposição da dose (IAEA, 2017b; MIJNHEER, 2017; JÚNIOR, 2018).

A perda de equilíbrio de partículas ocorre em feixes de fótons quando a meia largura do feixe for menor que a faixa máxima de elétrons, onde a avaliação do raio mínimo de um campo circular de fótons para o qual a colisão em água e a dose absorvida em água são iguais. Com as contínuas diminuições no tamanho dos campos, aparece um gradativo aumento da perturbação

no comportamento dosimétrico, resultando em interferências significativas na entrega de dose aos volumes alvo. Outro fator importante é com relação à definição do tamanho do campo a ser utilizado no tratamento radioterápico. Para os campos pequenos, ocorre redução da largura à meia-altura, o FWHM (do inglês *Full Width at Half Maximum*, em português largura total à metade da altura do perfil de dose). O FWHM é definida como o desvio percentual máximo na dose em ambos os lados do perfil de dose a 80% de sua largura total. A partir dessas medidas, podem ser extraídos os valores da planura e simetria, considerando que a planura de um feixe de radiação pode ser definida como a variação percentual máxima permissível da dose dentro dos 80% do FWHM, devido à redução na intensidade do feixe em sua porção central e à sobreposição da penumbra (IAEA, 2017b; MIJNHEER, 2017).

Além disso, a diminuição do tamanho de campo modifica o espectro da fluência dos fótons produzidos. Quanto menor o campo, maior a energia média deste feixe quando as medidas são realizadas em objetos simuladores de água sólida. A fluência dos fótons produzidos no acelerador linear de partículas varia com o método de colimação e a fluência de partículas no ponto de medida, cuja variação ocorre com o tamanho do campo e a profundidade do objeto simulador (IAEA, 2017b; DAS; DING; AHNESJÖ, 2008; LAM; BRADLEY; KHANDAKER, 2021; TYLER *et al.*, 2016).

Diferentes tipos de colimação são utilizados, como os colimadores multilâminas (MLCs) e, em alguns casos, cones ou colimadores terciários ajustáveis. Os campos pequenos de fótons diferem de campos convencionais em suas dimensões laterais, fazendo com que as penumbras de ambos os lados do campo se sobreponham, tornando os detectores comumente utilizados grandes demais em relação ao tamanho do campo de radiação, podendo interferir no comportamento de distribuição de dose. Isso tem repercussões físicas na dosimetria, que foram bem descritas na literatura (JÚNIOR *et al.*, 2018; MIJNHEER, 2017).

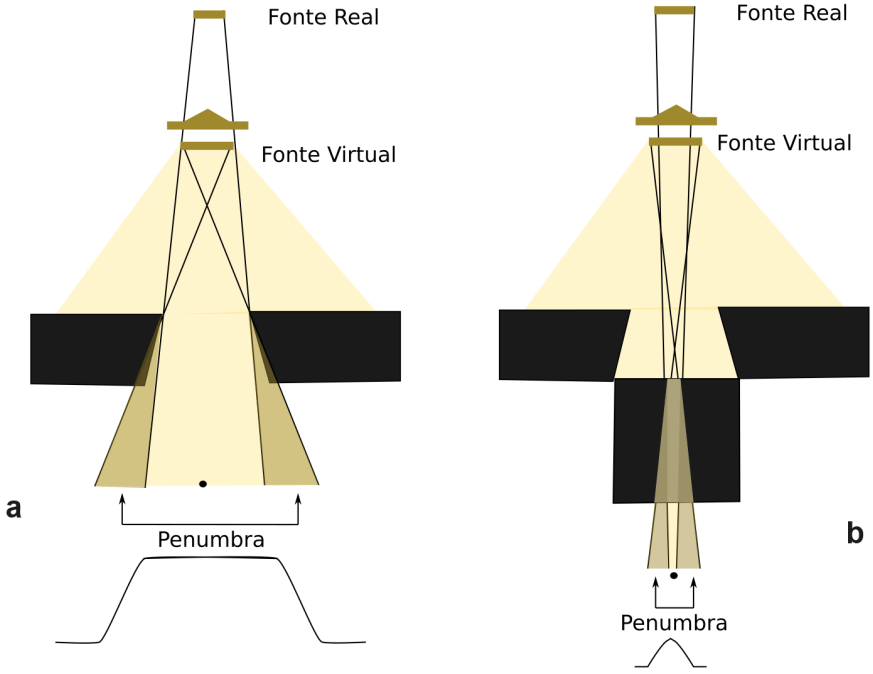
A medição das distribuições de dose para campos pequenos torna-se um desafio quando o dosímetro a ser utilizado para a medida de dose deve ser independente da energia da radiação e da taxa de dose e que tenha um efeito de volume desprezível. As características dos filmes radiocrômicos atendem aos requisitos por terem um método de medição bidimensional baseado na redução no processo de digitalização do filme (JÚNIOR, 2018; JÚNIOR *et al.*, 2018; MIJNHEER, 2017). Neste trabalho, buscou-se realizar as medidas de dose por meio dos filmes radiocrômicos, de maneira a realizar as medidas utilizando o objeto simulador de água sólida e escaneando os filmes para a estruturação das imagens.

Ainda como forma ilustrativa para os efeitos de campos pequenos, quando se faz a redução dos campos radioterápicos, este demonstra a questão do tamanho da região de penumbra. No dimensionamento de pequenos campos existe uma maior influência do alcance de partículas secundárias, considerando a difusão lateral de partículas carregadas.

A ilustração da Figura 17 apresenta duas condições de definição de tamanho de campo, visando a irradiação de um determinado volume de pequeno tamanho. Para a figura a, é apresen-

tado a irradiação para campos maiores e na figura b, é apresentado uma ilustração de irradiação para os campos pequenos com diferenciações na penumbra. Uma irradiação é feita com tamanho de campo *standard* (padrão) e outra com uma maior restrição do campo, buscando irradiar somente o pequeno objeto com o feixe primário. A maior restrição do campo promove uma redução na dose dos tecidos circunvizinhos ao objeto alvo. No entanto, promove uma aumento proporcional da zona de penumbra em relação ao campo principal, eliminando o platô de dose (região de planura) e reduzindo o valor da dose depositada no objeto alvo.

Figura 17 – Composição Geométrica da Penumbra.



Fonte: adaptado (DAS; DING; AHNESJÖ, 2008)

2.9 Hipótese Nula e P-Valor

As pesquisas científicas se originam de um problema, em maioria, quando para análises clínicas e direcionadas à saúde, são para responder uma pergunta, com isto, o pesquisador estabelece objetivos e formula hipóteses, suposições, que se presume serem verdadeiras se os dados dosimétricos para campos pequenos e campos grandes em nível de perfil de dose em profundidade (PDP) não ocorreram por acaso, e sim, experimentalmente estruturadas para encontrar resultados reprodutíveis (reprodutibilidade). De acordo com o Vocabulário Internacional de Metrologia - Conceitos Fundamentais e Gerais e Termos Associados, a reprodutibilidade é um conjunto de condições de ser o experimento reproduzível que permite a precisão de sua medição, por meio da avaliação de uma componente da incerteza de medição por uma análise estatística

dos valores medidos, obtidos sob condições definidas de medição (FILIPE *et al.*, 2012; CAPP; NIENOV, 2020).

Para tal, um teste de hipóteses para verificar a veracidade da hipótese. Cada hipótese apresenta uma probabilidade de erro, pois ela não representa a totalidade dos casos existentes de uma determinada condição. A pesquisa (e o estudo deste trabalho) é realizada em uma pequena amostra, sujeita a um erro. O erro não pode ser evitado, mas sua probabilidade pode ser controlada ou mensurada, obtendo-se uma medida de validade das conclusões do estudo. Para testar a hipótese, existem métodos que irão verificar se ela é verdadeira ou não e, assim, tomar decisões a respeito das hipóteses previamente formuladas. As variáveis terão uma unidade métrica para verificar se o teste foi executado adequadamente e, tão logo, se a hipótese pode ser confirmada. Desta forma, testar a hipótese permite verificar se os dados amostrais trazem evidências que apoiem ou não a hipótese formulada e, para isso, é necessário transformar a hipótese de estudo em uma hipótese estatística (CAPP; NIENOV, 2020; MIOLA; MIOT, 2021).

As hipóteses estatísticas são suposições ou afirmações feitas sobre um parâmetro, ou parâmetros, de amostras na população. Em qualquer teste de hipóteses existem duas hipóteses: a hipótese nula ou de nulidade (H0) e a hipótese alternativa (H1). A hipótese nula é a primeira hipótese a ser apresentada em um projeto de pesquisa e estabelece uma ausência de diferença entre os parâmetros avaliados. Ou seja, a média da população amostrada (μA) é igual a média da população referência (μ0), para o estudo em questão, o desempenho dosimétrico do acelerador A1 em 6,0 MV é comparável ao do acelerador A2, considerando a mesma hipótese para o feixe de fótons com tensão de 10 MV. A hipótese alternativa corresponde a hipótese que o pesquisador quer confirmar e é contrária à hipótese nula. A hipótese testada sempre será H0. Portanto, é importante destacar qual a compreensão será realizada, entender qual é a nossa H0 e qual é a nossa H1, na interpretação das análises, que rejeita ou não a hipótese de nulidade, se aceitarmos H0 ou rejeitamos H1 ou se rejeitamos H0 ou aceitamos H1 (CASTANHEIRA, 2023; MIOLA; MIOT, 2021).

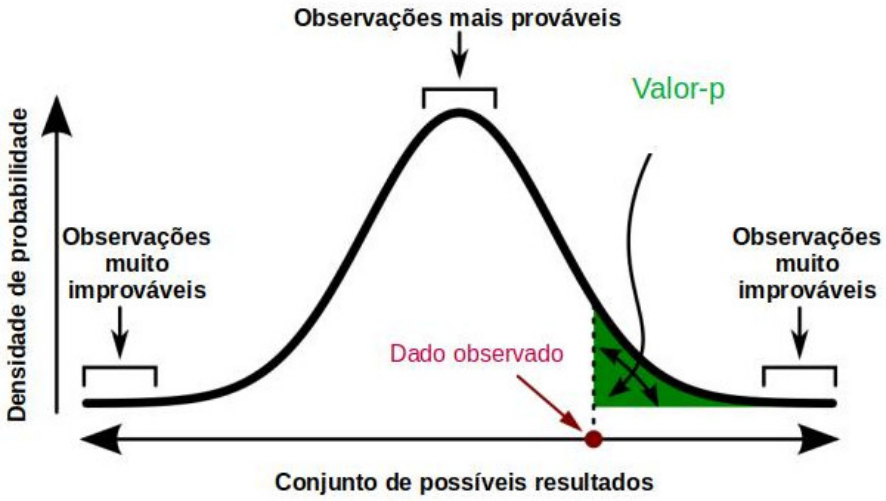
Para testar a hipótese, existem métodos que irão verificar se ela é verdadeira ou não e, assim, o pesquisador pode tomar sua decisão a respeito das hipóteses previamente formuladas. As variáveis terão uma unidade métrica para verificar se o teste foi executado adequadamente e, tão logo, se a hipótese pode ser confirmada. Desta forma, testar a hipótese permite verificar se os dados amostrais trazem evidências que apoiem ou não a hipótese formulada e, para isso, é necessário transformar a hipótese de estudo em uma hipótese estatística.

De forma geral, o p-valor de um teste estatístico retorna à probabilidade teórica de que valores extremos encontrados sejam frutos ou não do acaso, desde que os grupos testados sejam realmente iguais (H0 verdadeira), ou seja, tenham sido realizados os procedimentos experimentais iguais. Cabe ao pesquisador definir o ponto de corte a partir do qual ele considera, para o p-valor, uma probabilidade baixa o suficiente para assumir que os grupos sejam diferentes. A decisão desse nível de significância (nível $\propto$), assim como a direção da análise (unicaudal ou bicaudal),

devem ser baseadas em princípios teóricos e definidas previamente à análise. Em testes de comparação entre grupos, o p-valor é influenciado pela diferença entre as médias (ou proporções), mas também pela variância dos dados e pela dimensão da amostra. Convencionalmente, os pesquisadores adotam níveis de significância na faixa de 5% ($p \leq 0{,}05$) para a análise de pequenas amostras ($n \leq 50$) e a adoção de níveis de significância mais restritos (por exemplo, $p \leq 0{,}01$) aumenta a reprodutibilidade dos estudos. O nível de significância 0,05 é uma convenção, geralmente utilizado para dividir os resultados estatisticamente significantes dos resultados não-significantes (CAPP; NIENOV, 2020; MIOLA; MIOT, 2021).

A Figura 18 apresenta o gráfico estruturando o gráfico do Valor-P ou P-Valor em que se comparam as observações a partir dos dados apresentando em amostras.

Figura 18 – Gráfico para o Teste de Hipótese e Valor-P



Fonte: (CAPP; NIENOV, 2020)

3 Materiais e Métodos

Neste capítulo são apresentados todos os materiais utilizados no trabalho e os métodos utilizados para obter os resultados experimentais.

3.1 Materiais

Os materiais utilizados neste trabalho foram:

- Dois aceleradores lineares;
- Folhas de filme radiocrômicos;
- Um objeto simulador de água sólida;
- Um escâner para digitalização de imagens;
- Software para manipulação de imagens; e
- Software para obtenção de curvas de calibração.

3.1.1 Aceleradores Lineares

Os aceleradores lineares desempenham a função de impulsionar elétrons através da aplicação de uma diferença de potencial em alta-tensão, na faixa dos mega-eletronvolts (MV). Um acelerador linear é composto por cinco seções principais: o gantry, o *drive stand*, a mesa de posicionamento do paciente, o modulador e o console de controle. No cerne deste equipamento encontra-se o tubo acelerador de elétrons, ao redor do qual todo o processo se organiza de maneira convergente. Pode-se conceber o acelerador como um conjunto de cavidades a vácuo que ressoam em sintonia com uma onda de radiofrequência que se propaga pelo interior desse tubo. Para o desenvolvimento do trabalho foram utilizados dois aceleradores lineares: o VersaHD, fabricado pela Elekta (A1) e o TrueBeam, produzido pela Varian (A2), estes foram cedidos por dois hospitais de cidade de Belo Horizonte, no Estado de Minas Gerais. A tabela 19 nos anexos deste trabalho, organiza e estruturas as informações dos dois aceleradores lineares utilizados.

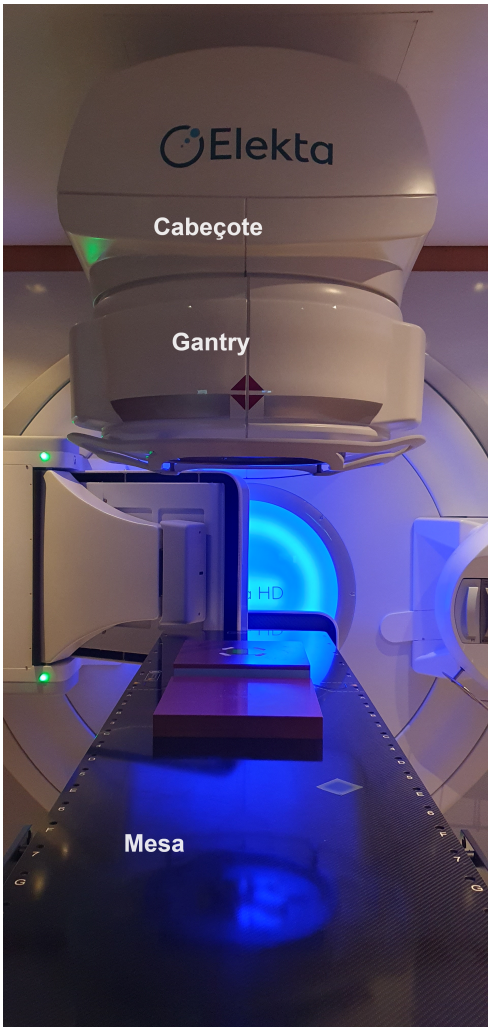
3.2 Acelerador A_1

O acelerador linear de partículas A_1 é um modelo Versa HD da fabricante Elekta e é utilizado para tratamento de pacientes oncológicos, que permite a geração de feixes de elétrons e fótons. Os feixes de fótons podem ser gerados em tensões de 6,0 MV e 10 MV. O acelerador é equipado com um colimador *multileaf* (MLC) Agility, composto por 160 lâminas com espessura

de 5,0 mm que formam os campos de irradiação e para a verificação do posicionamento das lâminas é utilizado o sistema óptico Rubicon (NARAYANASAMY *et al.*, 2016).

Este acelerador linear de partículas pode ter maior modulação em seu arco e maior velocidade nas folhas do colimador *multileaf*, a fim de tratar pacientes com menor risco de erros induzidos por movimento e melhor rendimento, com aumento de produtividade e qualidade de atendimento para cada paciente. O tamanho do campo no isocentro varia de $1x1$ cm^2 a $40x40$ cm^2, a radiação de vazamento do cabeçote é inferior a 0,1% da taxa de dose no isocentro. A Figura 19 apresenta uma imagem frontal do acelerador linear VersaHD, na qual se observa em primeiro plano o cabeçote, acima, e a mesa de posicionamento de paciente, abaixo. Ao fundo pode ser observado o gantry que permite o deslocamento do cabeçote (NARAYANASAMY *et al.*, 2016).

Figura 19 – Vista Frontal do Acelerador A_1, da Elekta.



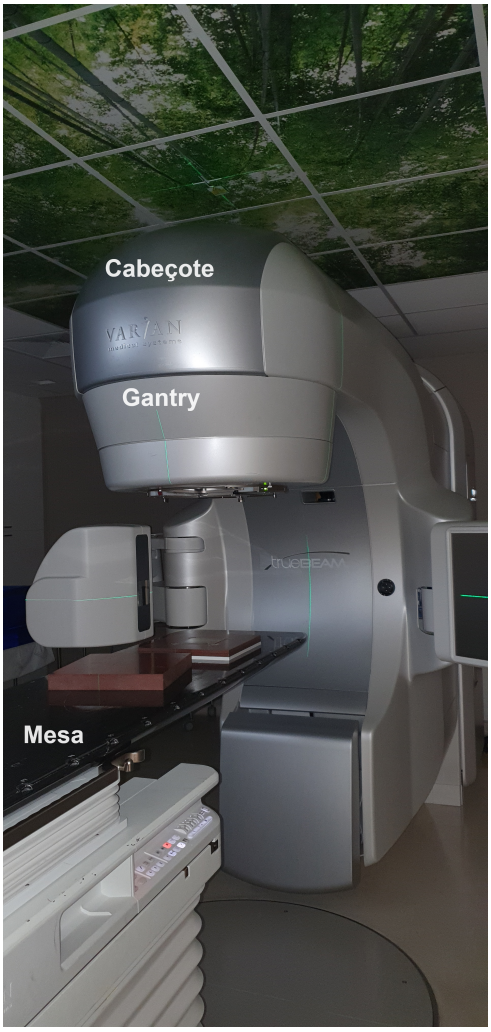
Fonte: Autor, 2023

3.3 Acelerador A_2

O acelerador linear de partículas A_2 é um modelo TrueBeam, do fabricante Varian e é utilizado para tratamento de pacientes oncológicos. Esse equipamento permite a geração de feixes de elétrons e fótons. Os feixes de fótons podem ser gerados com tensões de 6, 10 e 15 MV. O acelerador é equipado com o colimador multilâminas HD120 com 60 pares de lâminas. As lâminas possuem espessura de 2,5 mm no centro do colimador, pares de número 15 a 46, e de 5 mm nas extremidades, pares 1 a 14 e 47 a 60. Esse número de lâminas permite maior conformação de dose no alvo de tratamento. O colimador multilaminado é capaz de fornecer campos que variam de $1x1$ a $40x40$ cm² no isocentro e a radiação de fuga do cabeçote é inferior a 0,1% da taxa de dose.

No acelerador linear TrueBeam há um Tomógrafo Computadorizado *ConeBeam* acoplado, com a espessura de corte de 1 mm, permitindo a aquisição de imagens tridimensionais antes do tratamento do paciente, quando for desejado. Com essa modalidade de imagem é possível garantir maior precisão nos tratamentos realizados, principalmente em virtude da variação de posicionamento do tumor entre as sessões de tratamento. Na clínica onde o acelerador está em atividade, tem um sistema RGSC (*Respiratory Gating for Scanners*), onde é possível monitorar a respiração do paciente. A Figura 20 mostra a imagem frontal do acelerador linear TrueBeam utilizado nos experimentos.

Figura 20 – Vista Frontal do Acelerador A_2, da Varian.



Fonte: Autor, 2023

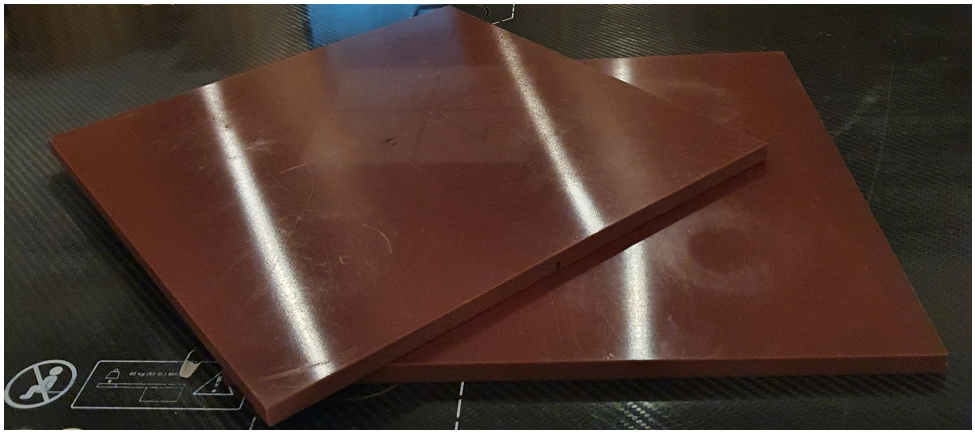
3.3.1 Objeto Simulador de Água Sólida

O objeto simulador utilizado é uma composição de placas de água sólida. De acordo com o manual do fabricante e com os relatórios da IAEA e da Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (ICRU), o padrão de constituição do material que compõe o objeto simulador apresenta um erro menor que 1% para a deposição de dose quando comparado com a água, tornando-o uma ferramenta para testes de verificação da energia dos fótons das fontes radioativas e dos aceleradores lineares de partículas. A equivalência radiológica do objeto simulador de água é uma qualidade importante para uso em aplicações dosimétricas que dependam das características de atenuação e dispersão da água. O objeto simulador de água sólida dispersa e atenua a radiação de forma próxima da água e possui dimensões próximas a 30x30x1 cm^3, sendo considerado para os protocolos de dosimetria na radioterapia e em radiodiagnóstico. Os objetos simuladores são amplamente utilizados na radioterapia para os testes de rotina de garantia de qualidade dosimétrica, medições de dose em superfície e perfis de dose em profundidade, principalmente devido à sua facilidade de uso em comparação com a varredura de

tanques de água (GARGETT; BRIGGS; BOOTH, 2020; HILL; KUNCIC; BALDOCK, 2010).

A Figura 21 apresenta duas placas de água sólida que fizeram parte da composição do o objeto simulador utilizado nos experimentos.

Figura 21 – Placas de Água Sólida.



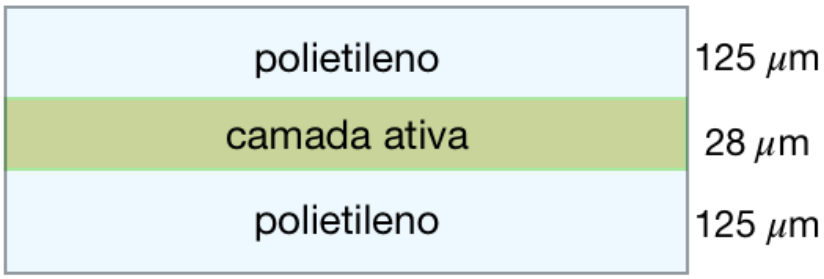
Fonte: Autor, 2018

3.3.2 Filme Radiocrômico EBT3

Os filmes radiocrômicos EBT3 podem ser considerados uma evolução dos filmes EBT2, com uma configuração simétrica que consiste na camada ativa, o filme sensível que é recoberto por duas camadas 125 μm, feitas de poliéster transparente. A camada contendo o filme sensível à radiação tem 28 μm de espessura. Na composição do filme existe um corante marcador e outros estabilizantes e aditivos que minimizam a dependência energética do filme. O filme radiocrômico EBT3 pode ser utilizado para registrar doses que variam de 0,2 a 10 Gy, porém com o uso das informações fornecidas pelos três canais de cores é possível estender a faixa dinâmica do filme até 20 Gy. A resolução da informação registrada no filme é de 25μm, podendo ser ainda menor que isso (ASHLAND, 2023; GAFCHROMIC, 2023).

De acordo com o fabricante, filme EBT3 é praticamente equivalente ao tecido humano e pode ser imerso em água. Possui alta resolução espacial e independência energética de resposta. A sua equivalência tecidual o torna adequado para medições de distribuição de dose em campos de radiação com altos gradientes de dose em uma ampla faixa de dose. As características espectroscópicas dos filmes não mudam com a energia do feixe e a taxa de dose (FUSS *et al.*, 2007; HARA *et al.*, 2014). Para feixes de radioterapia de fótons, procedimentos padrão para calibração de filmes radiocrômicos são adotados rotineiramente. (ALDELAIJAN; DEVIC, 2018). A Figura 22 apresenta um desenho que ilustra a estrutura de composição do filme radiocrômico EBT3, contendo o filme na camada central com 25 μm de espessura e duas camadas de polietileno de 125 μm.

Figura 22 – Estrutura do Filme Radiocrômico EBT3.



Fonte: (ASHLAND, 2023)

3.3.3 Escâner

Para gerar as imagens digitais dos filmes radiocrômicos EBT3, utilizados para a busca dos resultados em relação aos feixes de fótons, foi utilizado um escâner fotográfico da HP, modelo Scanjet G4050, com a utilização de uma resolução de 300 ppi para digitalização e escaneamento óptico dos filme e formação das imagens. Os níveis da escala de cinza utilizado é de 255. Uma imagem superior do escâner fotográfico, utilizado para a geração de imagens dos filmes utilizados nos experimentos, é apresentada na Figura 23.

Figura 23 – Scanner Fotográfico HP Scanjet G4050.

Fonte: Autor, 2023

3.3.4 Softwares

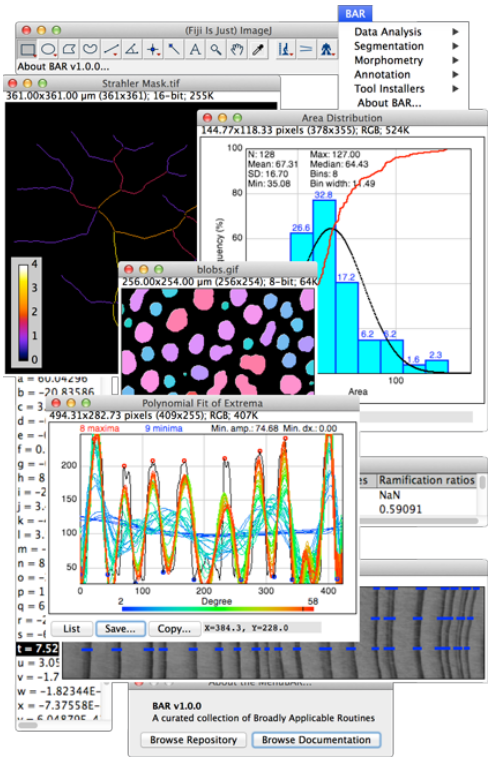
ImageJ

O ImageJ é um programa de domínio público para o processamento e análise de imagens digitais e por isto foi utilizado, por ser uma ferramenta gratuita. As imagens escaneadas dos filmes radiocrômicos foram editadas, analisadas e processadas em 32 bits. A partir da edição e análise das imagens, foi possível os gráficos de perfis de linha e a calibração e a mudança de resolução da imagem com a plotagem de curvas (LUVIZOTTO, 2015).

Após obtenção das imagens digitais dos filmes radiocrômicos, o software ImageJ foi utilizado para selecionar uma região de interesse (ROI), separar os canais de cores da imagem em RGB, fazer o levantamento de curvas e criar historiogramas e gráficos das áreas selecionadas (LUVIZOTTO, 2015).

Na Figura 24 são apresentadas algumas telas que podem ser utilizadas no trabalho com o software ImageJ. A tela principal de trabalho e 6 janelas contendo ferramentas de tratamento de imagem. As três telas centrais apresentam a separação por cor de estruturas, seleção de área de interesse, na tela central, com a geração de um gráfico de variação na escala de cinzas na terceira tela. Na linha inferior apresenta a marcação com cor vermelha de áreas de interesse, uma tabela de resultados e uma imagem volumétrica tratada.

Figura 24 – Telas de apresentação do software ImageJ.



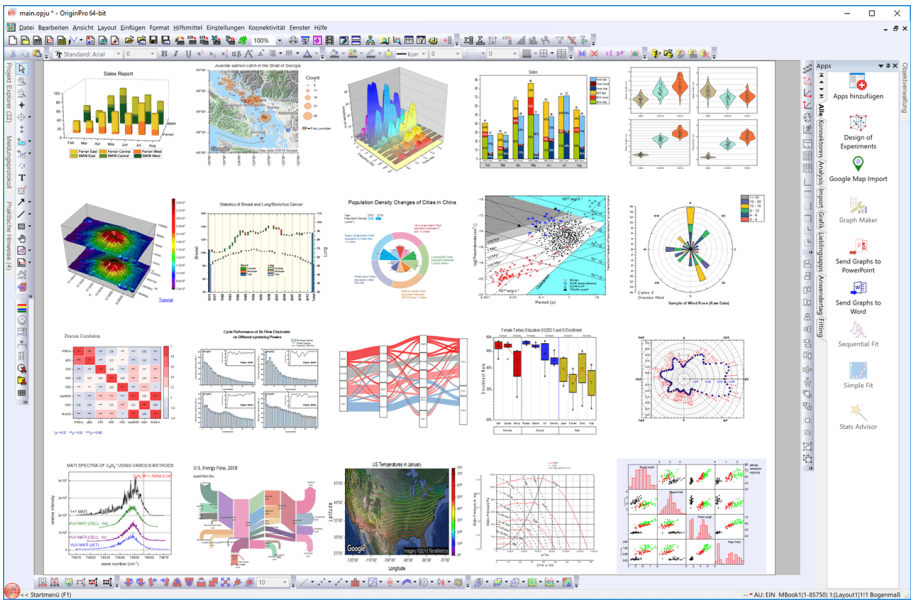
Fonte: Capterra, 2024

Origin

O Origin foi o software capaz de gerar os gráficos da calibração utilizando pacotes de análise de dados, para a geração das curvas de calibração a partir do levantamento de dados experimentais pontuais. As curvas tiveram a análise estatística da regressão linear nos resultados com ajustes de pico com o uso de funções paea o ajuste de curvas. Os projetos do Origin geram arquivos do tipo *opj* com recursos para permitir aos usuários analisar os dados em um ambiente de trabalho personalizável com as barras de ferramentas que podem ser encaixadas nas bordas da janela principal ou flutuar na área de trabalho (MAY; STEVENSON, 2009).

A Figura 25 apresenta algumas janelas possíveis de serem utilizadas no Origin. Os gráficos são trabalhados através da janela de gerenciamento.

Figura 25 – Janelas de apresentação do software Origin.



Fonte: OriginLab.com

3.4 Metodologia

Nesta sessão são apresentados os métodos utilizados para a realização dos experimentos, visando a obtenção dos resultados apresentados neste trabalho.

3.4.1 Preparo dos Filmes Radiocrômico EBT3

As tiras de filme radiocrômico EBT3 foram recortadas nos tamanhos adequados para cada tipo de irradiação, conforme a tabela 1. As tiras foram digitalizadas um dia antes da exposição para a retirada do *background*, a radioatividade natural (ambiente) do filme até então absorvida, e um dia depois da exposição. A informação contida na tira não irradiada foi utilizada para referenciar o valor de *background* (BG).

Tabela 1 – Tamanho dos Campos de Irradiação e dos Filmes Irradiados no plano *xy*.

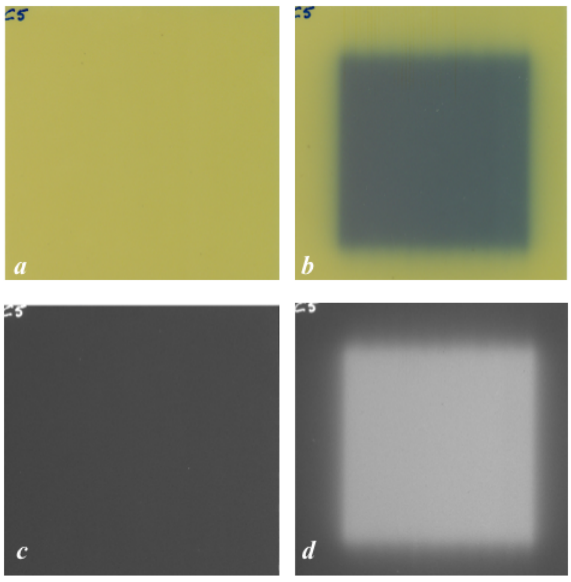
Tamanho do Campo (cm^2)	**Tamanho do Filme** (cm^2)
1*x*1	3*x*3
2*x*2	4*x*4
3*x*3	5*x*5
5*x*5	7*x*7
10*x*10	12*x*12

Fonte: Autor, 2023

As imagens digitais coloridas foram geradas no escâner fotográfico G4050, em modo reflexivo, com uma resolução de 300 ppi, no formato TIFF. Essas imagens, em RGB, foram trabalhadas no software ImageJ, que foi utilizado para realizar a separação dos canais de cores, obtendo-se as imagens em tons de cinza de cada uma das cores, vermelho, verde e azul.

A Figura 26 apresenta imagens de uma tira de 7*x*7 cm^2, antes (*a*) e após a irradiação com uma abertura de campo de 5x5 cm^2 (*b*). Após a separação dos canais de cores, foram obtidas as imagens do canal vermelho, em tons de cinza, antes da exposição (*c*) e após (*d*).

Figura 26 – Imagens da tira C5 do filme EBT3. Antes da exposição (*a*), depois da exposição (*b*), canal vermelho antes (*c*) e depois da exposição (*d*).



Fonte: Autor, 2023

3.4.2 Esquema de Posicionamento para a Irradiação do Objeto Simulador Carregado

O objeto simulador de água sólida e os filmes radiocrômicos foram irradiados por feixes de raios X gerados com a tensões de 6,0 e 10 MV em dois diferentes aceleradores lineares.

As tiras de filme radiocrômicos foram recortadas das folhas de filme radiocrômico EBT3, em diferentes tamanhos de acordo com o objetivo de registro do experimento.

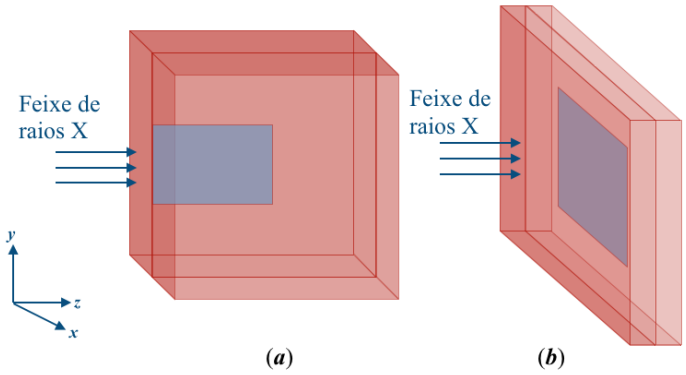
Para o experimento do trabalho, foram separados 07 tiras do filme radiocrômico EBT3, com tamanhos iguais de $1x2$ cm², quando direcionado para a Calibração. O posicionamento das tiras de filmes radiocrômicos EBT3, para a irradiação nos perfis de dose axiais, foi no centro do objeto simulador (02 placas de tamanho $30x30x1$ cm^3, a 4,0 cm de profundidade). O feixe incidente foi direcionado pela maior superfície da placa com o eixo central incidindo sobre o centro da folha do filme radiocrômico filme.

Para a obtenção dos perfis de dose em profundidade, as tiras de filme radiocrômico, foram posicionadas entre duas placas com a borda menor da fita alinhada com a borda da placa, na qual incidiu o feixe de raios X. O eixo central do feixe foi direcionado para o meio da lateral da tira do filme. O filme foi irradiado com uma dose de 3,0 Gy e com o gantry posicionado a 270º graus, para os diferentes campos.

As ilustrações da Figura 27 ilustram as duas formas de irradiação do objeto simulador de água sólida para a obtenção das curvas de variação de dose em profundidade e axial. No desenho *a* a tira de filme tem uma borda posicionada junto às bordas das placas, entre as quais se encontra, e o eixo central do feixe de raios X incide no centro da lateral da tira. Esta irradiação foi realizada para gerar a variação de dose no eixo longitudinal z (PDP), para os diferentes tamanhos de campo (Anexo C).

No desenho *b* a tira de filme, quadrada, é posicionada no centro das placas, entre as quais se encontra, a 4,0 cm de profundidade. O eixo central do feixe de raios X incide no centro da superfície da placa anterior. Esta irradiação foi realizada para gerar a variação de dose axial, no plano xy para os diferentes tamanhos de campo.

Figura 27 – Posicionamento do objeto simulador de água sólida para a irradiação longitudinal e axial.



Fonte: Autor, 2020

Os filmes foram cortados quadrados, em tamanhos específicos, para às irradiações axiais dos diferentes tamanhos de campo. Os filmes para o registro da variação longitudinal de dose

foram todos cortados com 3x20,3 cm^2. Tabela 1 apresenta o tamanho do campo irradiado e o tamanho do filme recortado para o levantamento das curvas de variação de dose axiais (Anexo 2). As irradiações foram realizadas com as doses conhecidas de 0,5, 1, 2, 3, 4, 5 e 6 Gy, para os dois feixes, de 6,0 e 10 MV.

3.4.3 Protocolo para Construção da Curva de Calibração e Irradiação dos Filmes Radiocrômicos EBT3

Foram geradas duas curvas de calibração visando a conversão dos valores de intensidade em Escala de Cinza (EC) em dose absorvida em Gy, sendo uma para o feixe de raios X gerado com 6,0 MV e outra para o feixe de 10 MV. Foram recortadas fitas de $0.5x1$ cm^2 da folha de filme EBT3, que foram posicionadas no centro do objeto simulador a 4,0 cm de profundidade, ver anexo A. Para a construção das curvas de calibração foram utilizados dados de até 5,0 Gy.

A partir dos valores pontuais de dose em Gy e de Intensidade em EC correspondente a essas doses, foi construído um gráfico de pontos. Com esses valores, encontrados através dos experimentos, foi realizada uma regressão utilizando o *software* Origin para gerar as curvas de calibração. As curvas de calibração, correspondem a um função exponencial definida pela Equação 3.1, na qual y corresponde à dose absorvida (Gy) que se deseja obter e x o valor da intensidade (Escala de Cinza) registrada no filme. Os demais parâmetros da equação (A, t e y_0) são obtidos através da regressão, realizada com o *software* Origin (GOMEZ, 2017).

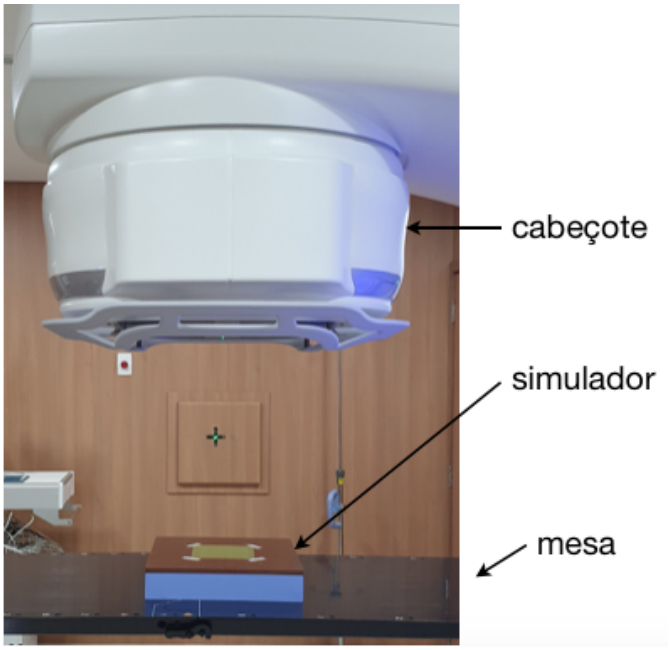
$$y = A.e^{\frac{x}{t}} + y_o \tag{3.1}$$

3.4.4 Posicionamento para a Irradiação dos Filmes Radiocrômicos EBT3

Para registrar os perfis de dose, os pedaços do filme radiocrômico foram colocados no objeto simulador de água sólida em duas posições diferentes. O filme longitudinal, para a construção dos dados da irradiação, foi alocado bem próximo da superfície do objeto simulador, conforme apresenta a Figura 27. A dose terapêutica foi programada para que ocorresse a uma distância de 3,0 cm e a partir da irradiação dos filmes e da digitalização de suas imagens, estas foram tratadas no software ImageJ. Quando da irradiação longitudinal, após o escaneamento (registro) dos filmes radiocrômicos EBT3 dos experimentos com o LINAC, as imagens foram devidamente tratadas e a partir delas foram obtidos os perfis de dose nos eixos y e z.

As irradiações frontais dos filmes foram realizadas com as tiras de filme posicionada no centro do objeto simulador de água sólida,a uma profundidade de 4,0 cm, para os dois feixes. Assim, a medição foi feita após a região de *buildup*. A Figura 28 ilustra a irradiação axial das tiras de filme.

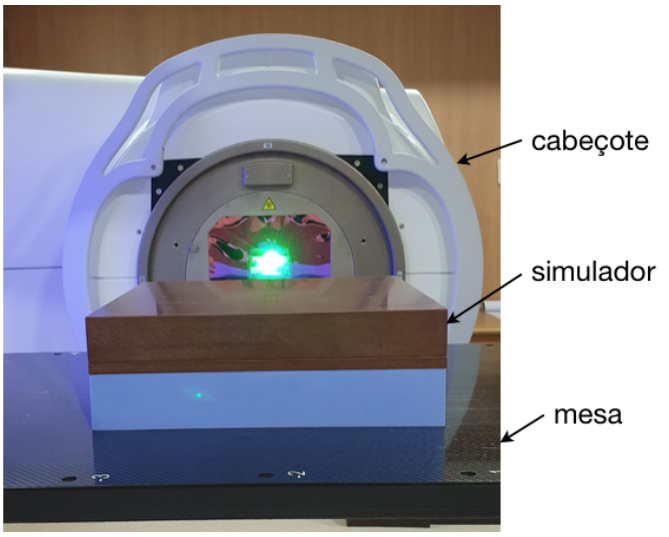
Figura 28 – Vista Lateral do Posicionamento para a Irradiação Axial.



Fonte: Autor, 2023

A Figura 29 ilustra a irradiação longitudinal pelo LINAC com o cabeçote posicionado em 270º graus.

Figura 29 – Vista Lateral do Posicionamento para a Irradiação Longitudinal.

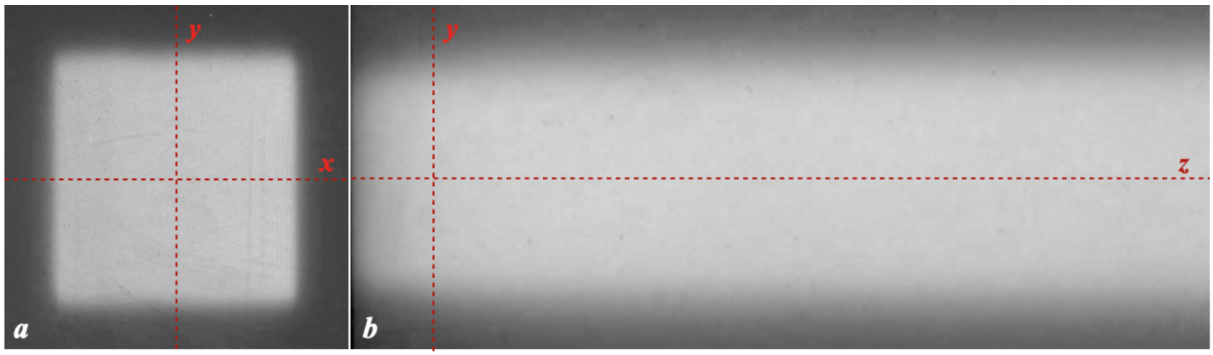


Fonte: Autor, 2023

Após a irradiação, as tiras de filme foram guardados por um período de 24h para estabilização das reações químicas e a leitura e escanemaneto para a transformação em escala RGB para escala de cinza. A Figura 30 ilustra o resultado da irradiação axial em *a* e longitudinal em *b* de duas tiras de filme para um campo de $5x5$ cm^2. Nessas imagens foram demarcados os eixos utilizados para a geração dos gráficos de variação de dose. A imagem *a* o registro do perfil

de dose axial (vertical e horizontal) com os eixos X e Y e a imagem *b*, o registro do perfil de dose longitudinal (PDP) no eixo Z.

Figura 30 – Imagens do filme irradiado com um campo 5x5 cm^2. Irradiação axial em *a* e longitudinal em *b*.



Fonte: Autor, 2020

3.5 Irradiações

3.5.1 Acelerador A1 e Acelerador A2

As irradiações foram realizadas em serviços de radioterapia da cidade de Belo Horizonte, em que o acelerador A1 é do serviço do Hospital MaterDei, na unidade Santo Agoatinho e o acelerador A2 é do serviço de radioterapia da Oncobio, da cidade de Nova Lima. para os dois valores de tensão, 6,0 e 10 MV do acelerador A1. As irradiações frontais para a obtenção dos gráficos axiais com o feixe de 6,0 MV, foram realizadas com 316 UM, para uma dose terapêutica de 3,0 Gy em 3,0 cm de profundidade, utilizando uma abertura de campo de $10x10$ cm^2. Para a geração dos demais campos, sendo eles $1x1$, $2x2$, $3x3$, e $5x5$ cm^2, os valores para as unidades monitoras foram 321, 325, 363 e 409 UM. Como a redução do tamanho do campo implica em uma redução da produção de radiação espalhada no objeto simulador, as doses em campos menores tendem a ser reduzidas. Para compensar essa redução o serviço faz uma compensação utilizando os valores nas unidades monitoras.

As irradiações em profundidade com o feixe de 6,0 MV foram realizadas com 489,7 UM para a obtenção dos gráficos de variação de dose em profundidade, utilizando uma abertura de campo de 10x10 cm^2. O serviço de radioterapia propõe uma correção nas doses monitoras para: 536,4, 578,4, 639,6 e 733,9 UM para os campos de $5x5$, $3x3$, $2x2$ e $1x1$ cm^2, respectivamente. As diferenças das unidades monitoras nos diferentes serviços de radioterapia para as diferentes irradiações, ocorreu devido a diferença nas distâncias irradiadas para os filmes radiocrômicos.

As irradiações frontais para a obtenção dos gráficos axiais com o feixe de 10 MV, foram realizadas com 306 UM, para uma dose terapêutica de 3,0 Gy em 3,0 cm de profundidade,

utilizando uma abertura de campo de $10x10$ cm^2. Esse mesmo valor de unidade monitora (UM) foi utilizado para a geração dos gráficos dos demais tamanhos de campo entre $1x1$ e $5x5$ cm^2.

Como a redução do tamanho do campo implica em uma redução da produção de radiação espalhada no objeto simulador, as doses em campos menores tendem a ser reduzidas. Para compensar essa redução o serviço faz uma compensação utilizando os valores de de 317, 320, 360 e 415 UM para os campos de $5x5$, $3x3$, $2x2$ e $1x1$ cm^2, respectivamente.

As irradiações em profundidade com o feixe de 10 MV foram realizadas com 443,9 UM para a obtenção dos gráficos de variação de dose em profundidade, utilizando uma abertura de campo de $10x10$ cm^2. O serviço de radioterapia propôs uma correção nas doses monitoras para: 502,8, 536,8, 549,6 e 691,1 UM para os campos de $5x5$, $3x3$, $2x2$ e $1x1$ cm^2, respectivamente.

O anexo E apresenta e resume os valores das unidades monitoras utilizadas nas irradiações no Acelerador A1.

Com o mesmo padrão de uso e funcionamento, o acelerador 2 realizou as irradiações para os dois valores de tensão, 6,0 e 10 MV do acelerador A1. As irradiações axiais para a obtenção dos gráficos axiais com o feixe de 6,0 MV, foram realizadas com 315,8 UM, para uma dose terapêutica de 3,0 Gy em 3,0 cm de profundidade, utilizando uma abertura de campo de $10x10$ cm^2.

Para os campos menores, os mesmos utilizados no acelerador A1, sendo eles os campos de $5x5$, $3x3$, $2x2$ e $1x1$ cm^2, em 6,0 MV, utilizamos, respectivamente as seguintes UM: 336,4; 351,1; 362,6 E 412,3. Quando em 10 MV, temos: 303,4; 321,5; 337,8; 352,8 e 438,7. Em comparação ao primeiro acelerador, a redução do tamanho do campo implica em uma redução da produção de radiação espalhada no objeto simulador, as unidades monitoras são maiores.

3.5.2 Teste de Hipótese

Então, para este estudo, utilizamos um teste de hipóteses para verificar que os tratamentos desempenhados pelos aceleradores A1 e A2 não são diferentes, considerando que a veracidade da reprodutibilidade dos dados dosimétricos experimentais encontrados, de maneira a confirmar a sua reprodutibilidade, descartando a possibilidade de que as medidas possam ter ocorrido ao acaso, em que não há diferença entre os dados apresentados nos experimentos, considerando tendo sido realizados com o mesmo setup (hipótese nula).

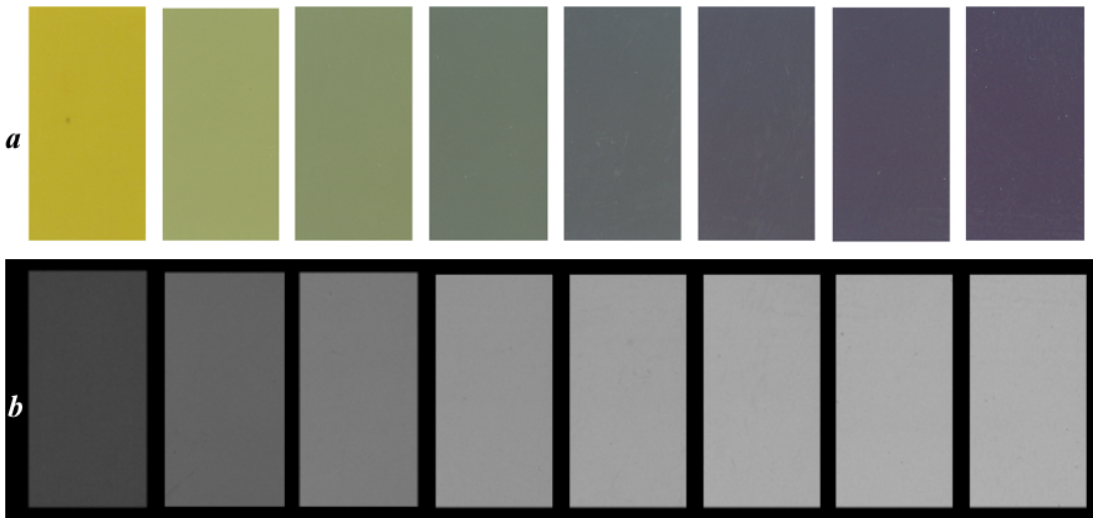
4 Resultados e Discussões

O feixe de fótons X na faixa dos MeV, em diferentes tamanhos de campos, considerando a redução do campo referência ($10x10$ cm^2) até um campo de $1x1$ cm^2 permitiu analisar e comparar os resultados relacionados aos efeitos de campos pequenos que permitem comparar as doses geradas em campos de diferentes tamanhos. Também estão inseridos entre os resultados encontrados as Curvas de Calibração do filme EBT3 para as diferentes tensões, de 6,0 MV e 10 MV, e energias do feixe.

4.1 Curvas de Calibração

As imagens escaneadas e digitalizadas das tiras do filme EBT3, das quais foram obtidos o valor do escurecimento, por meio da medida da intensidade do canal vermelho em Escala de Cinza (EC), são apresentadas na Fig. 31, com valores de dose absorvida variando de zero a 6,0 Gy. As imagens coloridas apresentadas em *a* estão no padrão de cores RGB e em *b* estão as imagens das mesmas fitas, em escala de cinzas, relativas ao canal vermelho.

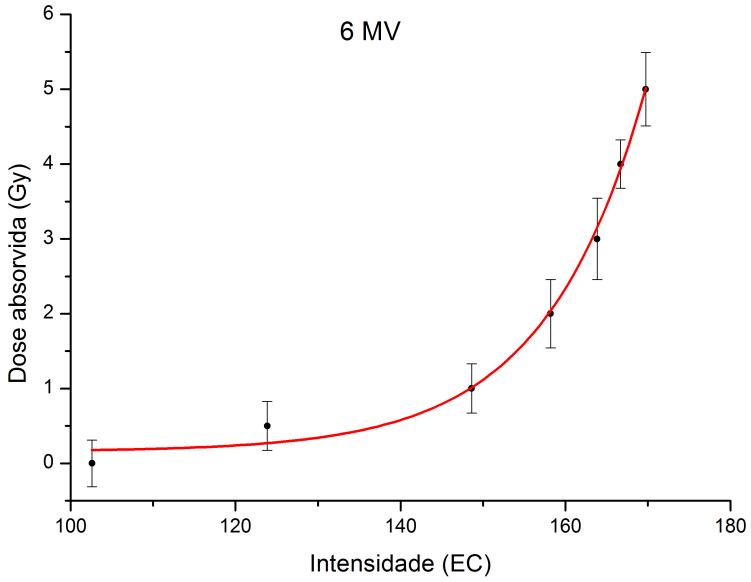
Figura 31 – Imagens de fitas irradiadas com diferentes doses. Em RGB (*a*) e no canal vermelho (*b*).



4.1.1 Curva de Calibração do Feixes de 6,0 MV

A Figura 32 apresenta a curva de calibração para as tiras do filme radiocrômico EBT3 expostas aos feixes de raios X gerados com a tensão de 6,0 MV. A curva foi utilizada para determinar a variação dos valores de dose absorvida com base nos dados registrados nos filmes, após a irradiação do simulador de água sólida para a obtenção das curvas de dose absorvida.

Figura 32 – Curva de Calibração para o Feixe de 6 MV.



As curvas de calibração para o filme radiocrômico EBT3 são obtidas por meio de uma função exponencial que descreve sua resposta à variação de energia do feixe de raios X, permitindo a determinação da dose depositada. É essencial considerar as características e limitações desse modelo para garantir uma interpretação confiável dos dados. Os filmes radiocrômicos EBT3 são particularmente úteis em procedimentos de radioterapia, onde possibilitam uma observação dosimétrica precisa, contribuindo para uma dosimetria mais segura e eficaz em tratamentos oncológicos, assegurando maior qualidade no atendimento ao paciente.

A Tabela 2 apresenta os valores dos parâmetros (A, t_1 e y_0) da curva exponencial definida na equação 3.1, juntamente com o valor do R-quadrado, que indica o quão próximo a curva de regressão está dos valores que a definiram, além do valor do BG, quando a dose absorvida é igual a zero.

Tabela 2 – Parâmetros das Curvas de Calibração para o Feixes de 6 MV.

Tensão	**Parâmetros**				**BG**
(MV)	**A**	**y_0**	**t1**	**R**	(EC)
6	4,156	0,158	12,148	0,9905	102

A equação da curva de calibração forneceu os valores para determinar a dose no filme radiocrômico, considerando os filmes radiocrômicos irradiados e utilizando as imagens digitais dos filmes radiocrômicos, foi possível relacionar, em dosimetria, os níveis de dose de kerma no ar com a intensidade de escurecimento registrada pelos filmes. Isso simplifica a obtenção de imagens de qualidade terapêutica, especialmente ao utilizar protocolos que buscam estruturar e melhorar a deposição de doses.

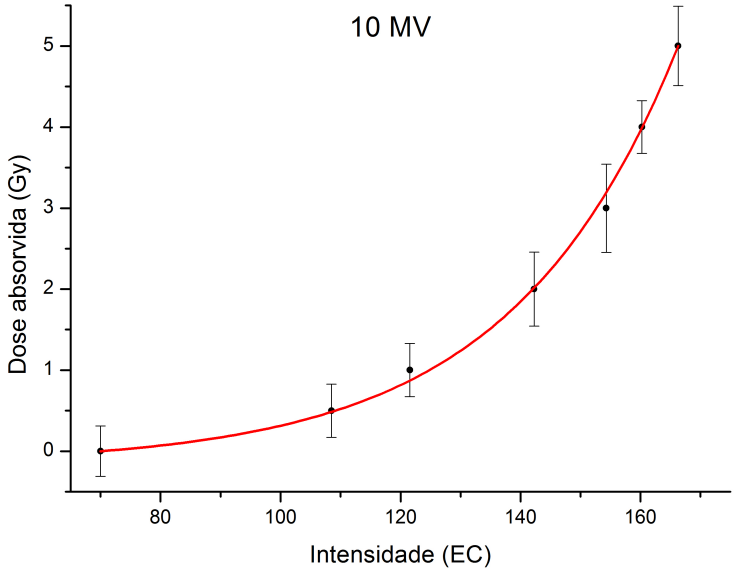
Os valores apresentados na tabela 2, considerando o valor de R acima (R = 0,99), indica a regressão linear calculada para a equação que minimiza a distância entre a linha ajustada e todos os pontos de encontrados a partir da irradiação dos filmes. O valor refere-se a porcentagem da variação da variável resposta (dose x escala de cinza) que é explicada por um modelo exponencial, considerando estar bem próxima de 1 (100%), tendo o modelo um ajuste aos dados, com diferenças entre os valores observados e os valores previstos, explicando a variabilidade dos dados de resposta ao redor de sua média. Quanto maior o R-quadrado, melhor é o modelo ajustado aos dados.

De acordo com a função exponencial apresentada na Equação 3.1, o valor de Y representa as doses absorvidas observadas e consideradas nas medições de dosimetria, que chegam a até 6,0 Gy. Esses valores correspondem às intensidades na escala de cinzas encontradas durante a irradiação dos filmes. O comportamento exponencial da curva de dose é uma característica inerente ao filme, conforme especificado pelo fabricante.(ASHLAND, 2023) a saturação da medida de dose do filme em 8,0 Gy.

4.1.2 Curva de Calibração do Feixes de 10 MV

A Figura 33 apresenta a curva de calibração para o filme radiocrômico exposto aos feixes de raios X gerados com a tensão de 10 MV. Esta curva foi utilizada para a obtenção da variação dos valores de dose absorvida a partir dos dados registrados nos filmes, quando o objeto simulador de água sólida foi irradiado para a obtenção das curvas de variação de dose absorvida. Esta curva possui uma inclinação maior que a curva de 6,0 MV, devido à energia mais elevada, resultando em um aumento na inclinação e em um valor de t (exponencial) mais significativo.

Figura 33 – Curva de Calibração para o Feixes de 10 MV.



Fonte: Autor, 2023

A Tabela 3 apresenta os valores dos parâmetros (A, t_1 e y_0) da curva exponencial definida na eq. 3.1, juntamente com o valor do R-quadrado, que indica o quão próximo a curva de regressão está dos valores que a definiram, além do valor do *background* (BG), quando a dose absorvida é igual a zero (radiação ambiente).

Tabela 3 – Parâmetros das Curvas de Calibração para o Feixes de 10 MV.

Tensão	**Parâmetros**				**BG**
(MV)	**A**	**y_0**	**t1**	**R**	(EC)
10	$1{,}308.10^{-2}$	$-1{,}620.10^{-1}$	27,856	0,9972	70

Da mesma forma que a curva de calibração para 6,0 MV, a curva de calibração em 10 MV apresenta um bom intervalo de confiança, com os valores apresentados na 3, considerando o valor de R (R = 0,99), que indica a regressão linear calculada para a equação que minimiza a distância entre a linha ajustada e todos os pontos de encontrados a partir da irradiação dos filmes. O valor refere-se a porcentagem da alteração da variável resposta (dose x escala de cinza) que é explicada por um modelo exponencial, considerando estar bem próxima de 1 (100%), tendo o modelo um ajuste aos dados, com diferenças entre os valores observados e os valores previstos, explicando a variabilidade dos dados de resposta ao redor de sua média. Quanto maior o R-quadrado, melhor é o modelo ajustado aos dados.

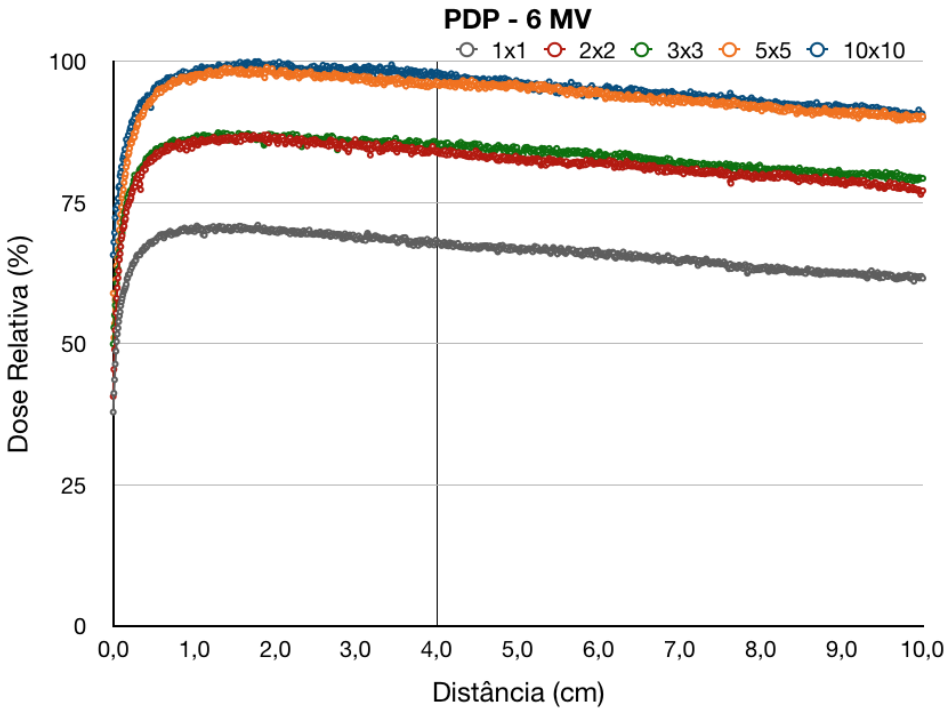
4.2 Perfil de Variação de Dose do Acelerador A1 em 6 MV

Foram obtidos cinco gráficos de variação de dose para as tensões de 6,0 MV e 10 MV para os dois aceleradores lineares A1 e A2. O gráfico da Figura 34 ilustra a variação da dose em profundidade (PDP) contendo as cinco curvas para os tamanhos dos campos pequenos de $1x1$, $2x2$, $3x3$, $5x5$ e campos grandes de $10x10$ cm^2. Os gráficos que se encontram nas figuras subsequentes em segunda, terceira, quarta e quinta figura ilustram os perfis de dose axiais da irradiação do acelerador A1 em 6,0 MV.

4.2.1 Curvas de Variação de Dose Longitudinal PDP do Feixe de 6 MV.

A Figura 34 apresenta as curvas de variação de dose longitudinal (PDP), para o filme radiocrômico exposto aos feixes de raios X gerados com a tensão de 6,0 MV em cinco tamanhos distintos de campo, $1x1$, $2x2$, $3x3$, $5x5$ e $10x10$ cm^2.

Figura 34 – Variação de Dose em Profundidade para o Feixes de 6 MV



A medida no gráfico apresentado acima, especifica os valores de dose em profundidade na distância realizada para os experimentos em 4,0 cm, sendo ele o ponto de dose máxima depositada. Os resultados para maior dose depositada na distância referida são para os campos de $5x5$ e $10x10$ cm^2, em que em ambos os campos, com diferentes valores de UM, atingem o mesmo pico de dose. O mesmo resultado vem a ocorrer em campos de $2x2$ e $3x3$ cm^2. No experimento, o ponto de referência para a dose em profundidade foi estabelecido em 4,0 cm. Observa-se que, para diferentes tamanhos de campo, a dose máxima entregue pode resultar em uma dose equivalente no tumor durante o tratamento. No entanto, para o campo de $2x2$ cm², os

efeitos de desequilíbrio em Campos Pequenos se manifestam de forma mais acentuada. O uso do campo de $3x3$ cm² se destaca como diferencial nesse contexto. Em campos de $1x1$ cm², o nível de dose no ponto de referência é inferior ao dos demais campos irradiados

A Tabela 4 apresenta os dados das curvas de perfil de dose em profundidade (PDP) para o feixe de 6,0 MV.

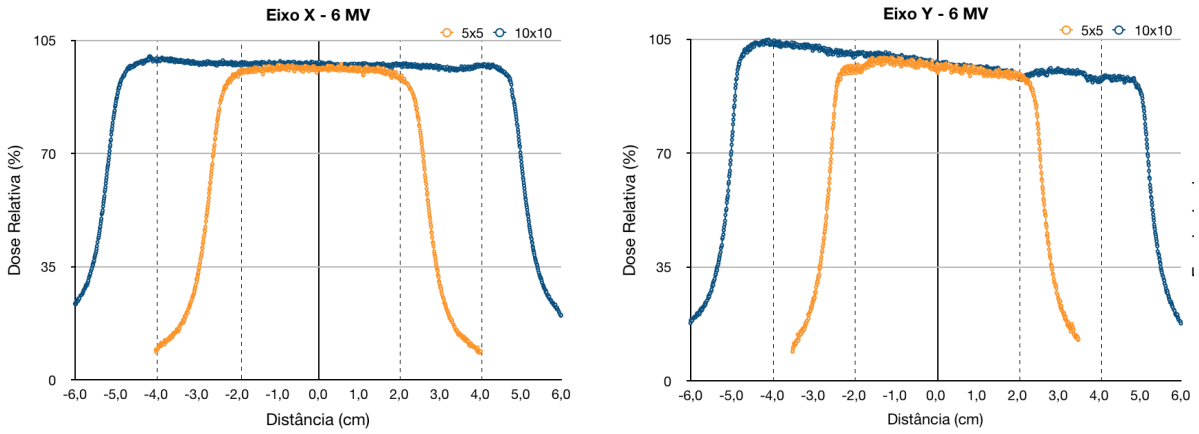
Tabela 4 – Dados dos perfis de dose longitudinal para o feixe de 6,0 MV.

Campo (cm^2)	**Dose Relativa Máxima** (%)	**Dose Relativa a 4 cm** (%)	**Pico** (cm)
10x10	100,00	100,00	1,35±0,71
5x5	95,96	92,76	1,35±0,79
3x3	86,39	84,18	1,35±0,84
2x2	86,58	83,12	1,35±0,93
1x1	75,74	77,64	1,35±1,07

4.2.2 Curvas de Variação de Dose Transversal do Feixe de 6 MV

A Figura 35 apresenta as curvas de variação de dose axial, nos eixos X e Y, para o filme radiocrômico EBT3 exposto aos feixes de raios X gerados pelo LINAC com a tensão de 6,0 MV, em dois tamanhos distintos de campos grandes, $5x5$ e $10x10$ cm^2.

Figura 35 – Variação de Dose Transversal (Axial) para o Feixes de 6 MV.



Para o campo $10x10$ cm^2, no eixo Y, um decaimento diferente ocorre, provavelmente, devido ao filtro aplainador, componente dos aceleradores lineares. Quando ocorre a produção dos fótons X, é utilizado o filtro aplainador na saída do colimador que tem a função de homogeneizar o feixe ao longo de seu perfil, modificando a sua distribuição angular. Comparando ambos os campos experimentais, o campo de $10x10$ cm^2 não possui uma homogeneidade no eixo Y como no eixo X. O perfil do campo de radiação deve ser homogêneo, porém no campo de $10x10$ cm^2, a presença do filtro acarretou maior espalhamento.

É estabelecido que o filtro aplainador atua como um atenuador, endurecendo o feixe e sendo também um meio espalhador. Os aceleradores lineares possuem o filtro aplanador (no inglês, chamado de *"flatness filter"*), que é um acessório de formato cônico, localizado na saída do cabeçote, entre o colimador primário e as câmaras monitoras, com a finalidade de compensar o formato do feixe tornando a distribuição de dose uniforme. Este é responsável por tornar a região central do feixe de radiação plana, é também um meio absorvedor, reduzindo a taxa de dose do feixe de fótons devido à absorção da radiação e é o principal componente na produção de radiação espalhada no cabeçote do acelerador linear (BUENO, 2017).

A Tabela 5 apresenta os dados para as curvas do perfil de dose axial (transversal) para a tensão de 6 MV no feixe, utilizado no acelerador para o experimento.

Tabela 5 – Dados dos Perfis de Dose Axial no eixo X e Y para o Feixe de 6 MV.

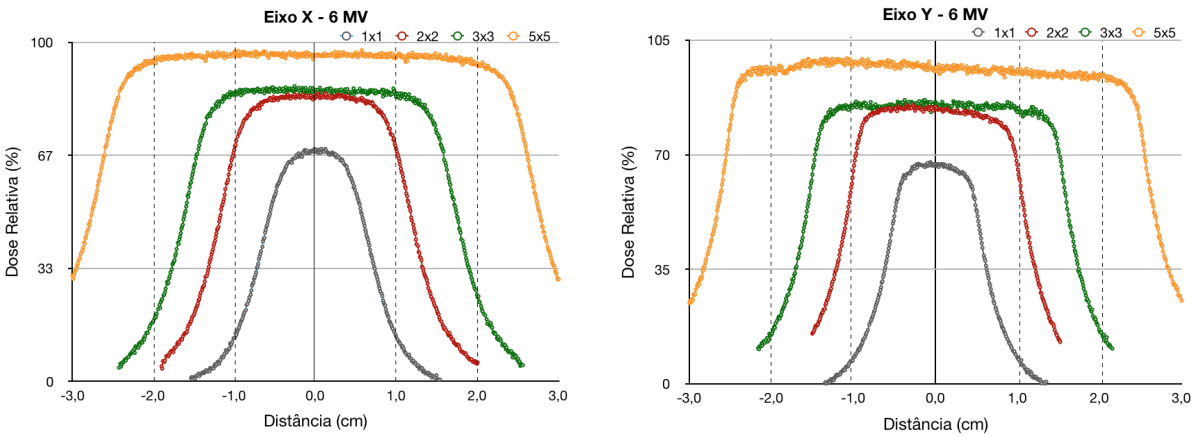
Campo (cm²)	**Dose Relativa (%)**	**Eixo X**	**Eixo Y**
10x10	98,23±0,86	97,47±0,50	99,00±0,38
5x5	98,94±0,49	98,59±0,46	99,07±0,82

As doses nos campos de $5x5$ e $10x10$ cm^2 são próximas em ambos os eixos analisados e tornam-se opções correspondentes, considerando os parâmetros dosimétricos, porém diferem no tamanho do campo de tratamento e no maior declínio ocorrido para o campo de $10x10$ cm^2. A variação da dose depositada em profundidade no eixo central foi muito semelhante para ambos os campos, porém, como dito é no campo de $10x10$ cm^2 que para o eixo X, apresenta a região de platô diferente.

A Figura 36 apresenta as curvas de variação de dose transversal (axial), nos eixos X e Y, para o filme radiocrômico EBT3 exposto aos feixes de raios X gerados pelo acelerador linear com a tensão de 6,0 MV, nos tamanhos distintos de campo de $5x5$, $3x3$, $2x2$, $1x1$ cm^2. Entre os campos de $3x3$, $2x2$, foi alcance da dose no perfil central do feixe muito próximos, enquanto o maior nível de dose encontrado foi para o campo de $5x5$ cm^2. É possível perceber que no campo de $1x1$ cm^2 o efeito de abaulamento para os efeitos de campos pequenos é bem evidente, sendo em menor patamar para o campo de $2x2$, mas ainda com a apresentação dos efeitos, principalmente no eixo X. No eixo Y é percebido diferença na uniformidade dos campos em comparação ao eixo X.

Os resultados das doses encontradas nos campos propostos para este trabalho, quando gerados, levam em consideração as estruturas anatômicas que o feixe vai proporcionar com a dose desejada descrita no volume alvo. Esses feixes são gerados no efeito de *bremsstrahlung* no filtro aplainador e são quando utilizados em campos pequenos, modulam a intensidade da radiação dos campos de tratamento com o cálculo das unidades monitoras (UMs), não proporcionando doses diferentes em campos diferentes, mesmo que com o efeito do desequilíbrio eletrônico. Estas medidas mostram vantagens clínicas em relação ao uso dos pequenos tamanhos de campo,

Figura 36 – Variação de Dose em Axial (Transversal) para o Feixes de 6 MV.



como em aplicações de SBRT ou SRS (BUENO, 2017).

A Tabela 6 apresenta os dados para as curvas do perfil de dose axial (transversal) para tensão elétrica no feixe de 6,0 MV, utilizado no acelerador linear para o experimento.

Tabela 6 – Dados dos Perfis de Dose Axial (Transversal) para o Feixe de 6,0 MV.

Campo (cm²)	**Dose Relativa Máxima (%)**	**Eixo X (%)**	**Eixo Y (%)**
5x5	102,39±1,48	98,59±1,5	99,07±0.5
3x3	89,62±0,68	88,42±0,7	88,25±0.53
2x2	88,05±1,17	86,95±1,2	86,23±1.06
1x1	70,32±0,58	69,44±0,6	69,98±0.91

4.3 Perfil de Variação de Dose do Acelerador A1 em 10 MV

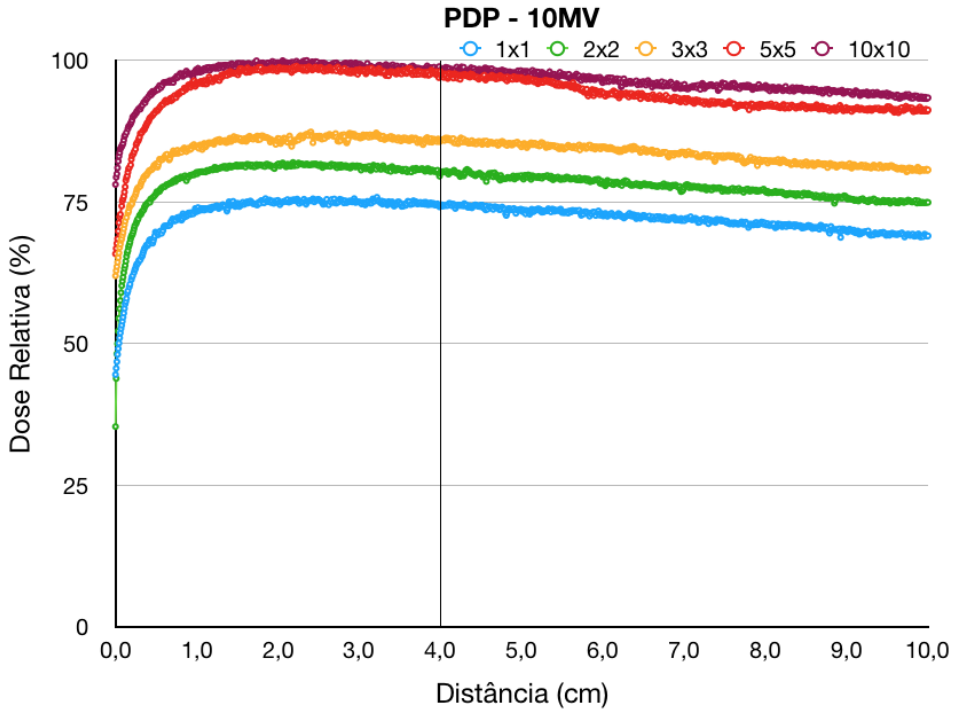
Neste capítulo, são apresentados os gráficos de variação de dose para perfil de dose em profundidade (PDP) e para irradiações de perfil transversal (axial) na tensão de 10 MV para o acelerador linear A1.

4.3.1 Curvas de Variação de Dose Longitudinal PDP do Feixes de 10 MV

A Figura 37 apresenta as curvas de variação de dose axial, nos eixos X e Y, para o filme radiocrômico exposto aos feixes de raios X, gerados com a tensão de 10 MV, em quatro tamanhos distintos de campo, $1x1$, $2x2$, $3x3$ e $5x5$ cm^2. O gráfico da Figura 37 ilustra a variação da dose em profundidade (PDP) contendo as cinco curvas para os tamanhos dos campos de $1x1$, $2x2$, $3x3$, $5x5$ e $10x10$ cm^2 de 10 MV. Os gráficos que se encontram nas figuras subsequentes ilustram os perfis de dose axiais da irradiação do acelerador A1 em 10 MV.

Nos campos $5x5$ e $10x10$ cm^2, 100% da dose é alcançada na profundidade de dose a 4,0 cm e para os demais campos, mesmo com uma energia do feixe maior em uma tensão elétrica de

Figura 37 – Variação de Dose em Profundidade para o Feixe de 10 MV.



Fonte: Autor, 2023

10 MV, a maior dose alcançada é no campo de $3x3$ cm^2, seguido do campo de $2x2$ e $1x1$. Em comparação ao feixe em 6,0 MV, os campos de $3x3$ e $2x2$, na d.d.p. de 10 MV, não alcançam a mesma dose na distância de referência. Por ter uma maior tensão, a energia do feixe é maior, com dose relativa (%) maior para todos os feixes. Ao comparar as PDPs dos feixes, o nível de dose em 10 MV é maior, pois o feixe penetra mais e decai menos do que o feixe de 6,0 MV, possibilitando maior profundidade no tratamento para o tumor.

Tabela 7 – Dados dos Perfis de Dose Longitudinal para o Feixe de 10 MV.

Campo (cm^2)	**Dose Relativa Máxima** (%)	**Dose Relativa a 4 cm** (%)	**Pico** (cm)
10x10	100,00	98,35	2,31±0,22
5x5	99,05	97,63	2,23±0,18
3x3	83,00	85,87	2,40±0,05
2x2	82,00	80,24	2,26±0,05
1x1	75,83	74,39	2,31±0,13

Analisando o gráfico e os valores encontrados, descritos na tabela 7 para o Perfil de Dose em Profundidade (PDP) dos diferentes campos irradiados, a uma distância de 4,0 cm referidos, para o campo de $10x10$ cm^2 o valor da dose relativa está em 98,35% com pouca diferença em relação ao campo de $5x5$ cm^2, com a dose de 97,63% em 4,0 cm. Para o campo de $1x1$ cm^2, campo com o maior efeito do desequilíbrio eletrônico, o valor de dose no ponto de referência foi de 74,39%, tendo o pico de dose máximo na distância de 2,2 a 2,4 cm, pico de dose máxima

comum para todos os outros campos.

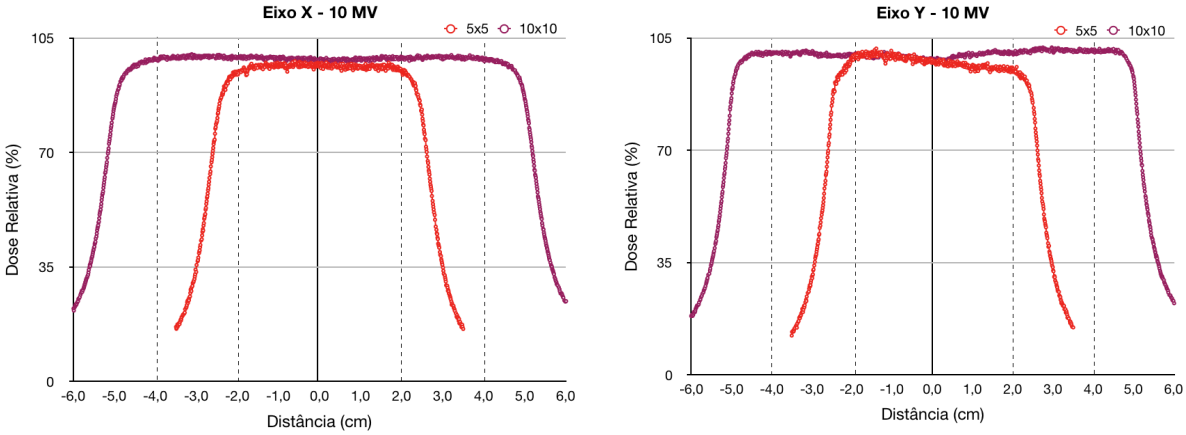
Para o campo de $3x3$ cm^2, seguido do campo de $2x2$ cm^2 e $1x1$ cm^2, a dose relativa máxima sofreu uma redução devido ao menor tamanho do campo, em que aparece um gradativo aumento da perturbação no comportamento dosimétrico, que resulta em interferências na entrega das dose aos volume alvo. Com isto, tendo em mãos a dose relativa para cada campo, define-se o tamanho do campo a ser utilizado no tratamento radioterápico.

Na distância de 4,0 cm medida, para um campo de $3x3$ cm^2, a dose relativa é 85,87%. Para a irradiação em 10 MV, as Unidades Monitoras Utilizadas não compensam a queda da curva nos Perfis de Dose em Profundidade.

4.3.2 Curvas de Variação de Dose Transversal do Feixe de 10 MV

A Figura 38 apresenta as curvas de variação de dose axial nos eixos X e Y, para o filme radiocrômico exposto aos feixes de raios X gerados com a tensão de 10 MV, em dois tamanhos distintos de campo, $5x5$ e $10x10$ cm^2. Os campos no eixo Y possuem menor distorção para a energia do feixe em 10 MV, quando no mesmo acelerador utilizado em relação à tensão de 6,0 MV. Porém é visto que para feixes mais energéticos, o campo de $5x5$ cm^2 possui maior diferença em relação ao campo de $10x10$ cm^2. Sendo assim, considera-se que para um tratamento utilizando a tensão de 6,0 MV, é melhor a utilização do campo de $5x5$ cm^2 e quando em energias maiores, o campo de $10x10$ cm^2.

Figura 38 – Variação de Dose em Axial (Transversal) para o Feixe de 10 MV.



Fonte: Autor, 2023

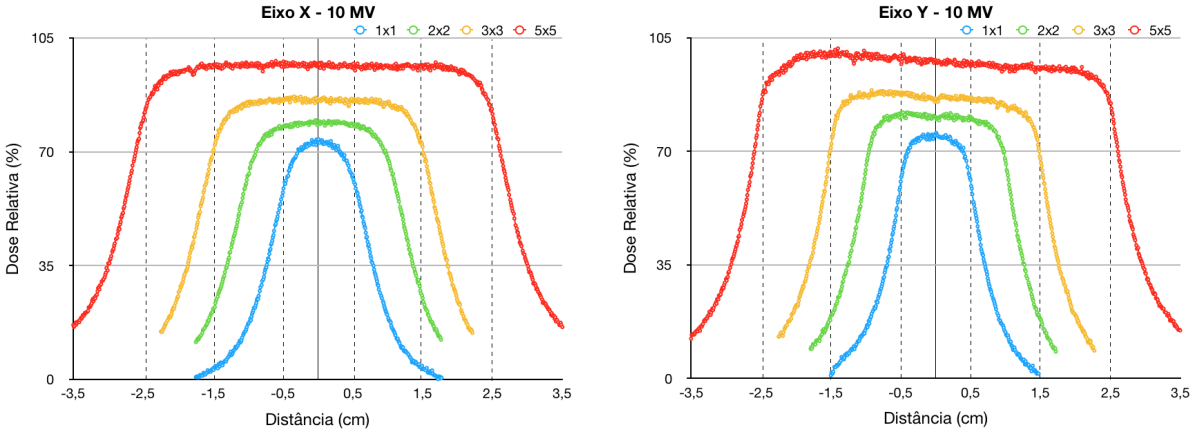
A Tabela 8 abaixo apresenta os valores relativos aos campos de $5x5$ cm^2 e $10x10$ cm^2, indicando que a Dose Relativa entre os eixos X e Y dos campos referidos são próximas. Para os eixos X e Y, há diferença para o campo de $5x5$ pelo maior abaulamento no eixo Y, devido filtro aplainador. No eixo Y quando há um maior pico na dose do campo de $5x5$, o campo de $10x10$ cm^2 possui uma pequena queda, mas sem interferência na dose relativa do campo, pois para os eixo, a diferença de dose relativa é de 0,23%.

Tabela 8 – Dados dos Perfis de Dose Axial no eixo X e Y para o Feixe de 10 MV

Campo (cm²)	**Dose Relativa (%)**	**Eixo X**	**Eixo Y**
10x10	98,35±0,38	98,76	99,58±1,46
5x5	96,75±0,49	96,45	97,73±1,05

A Figura 39 apresenta as curvas de variação de dose axial, nos eixos X e Y, para o filme radiocrômico exposto aos feixes de raios X gerados com a tensão de 10 MV, em quatro tamanhos distintos de campo, $1x1$, $2x2$, $3x3$ e $5x5$ cm^2.

Figura 39 – Variação de dose em profundidade para o feixe de 10 MV.



Os campos de $2x2$ cm² e $3x3$ cm^2 apresentam diferenças na dose relativa, com o campo de $3x3$ cm^2 alcançando uma dose maior. Em campos menores, observa-se uma redução mais significativa da dose à medida que a energia dos fótons aumenta. A maior distorção (queda de dose) ocorre no campo de $5x5$ cm^2, embora ainda seja menor do que a observada para uma tensão de 6,0 MV. O perfil de dose axial em campos de $1x1$ cm^2 é considerado uma opção viável para tratamentos em neurocirurgias com o uso de radioterapia.

No menor campo irradiado, o efeito do desequilíbrio eletrônico dos campos pequenos é bem evidente e a distorção devido ao filtro aplainador ocorre para os campos de $5x5$ e $3x3$ cm^2. Em uma energia maior dos fótons irradiados, a dose relativa em campo menor de $1x1$ sofre redução maior de dose do que para 6,0 MV, considerando a hipótese de tratamento, quando da utilização dos campos pequenos de ser 6,0 MV, a tensão elétrica a ser utilizada.

Os campos no eixo X apresentados, o campo apresenta-se mais plano que o eixo Y. Para o acelerador A1 apresentado, o eixo X não apresenta alterações dosimétricas nos parâmetros e que ocorre no eixo Y.

A Tabela 9 apresenta os dados para as curvas do perfil de dose axial (transversal) para tensão elétrica no feixe de 10 MV. A profundidade de ocorrência da dose máxima é calculada pela média da distância na região onde ocorre a dose máxima.

Tabela 9 – Dados dos Perfis de Dose Axial (Transversal) para o Feixe de 10 MV

Campo (cm²)	Dose Relativa Máxima (%)	Eixo X (%)	Eixo Y (%)
5x5	97,27±0,98	96,45±0,5	97,74±1,47
3x3	85,94±0,76	85,98±0,46	86,66±1,06
2x2	79,77±0,96	78,12±1,06	80,47±0,86
1x1	74.01±0,73	72,38±0,83	74,33±0,63

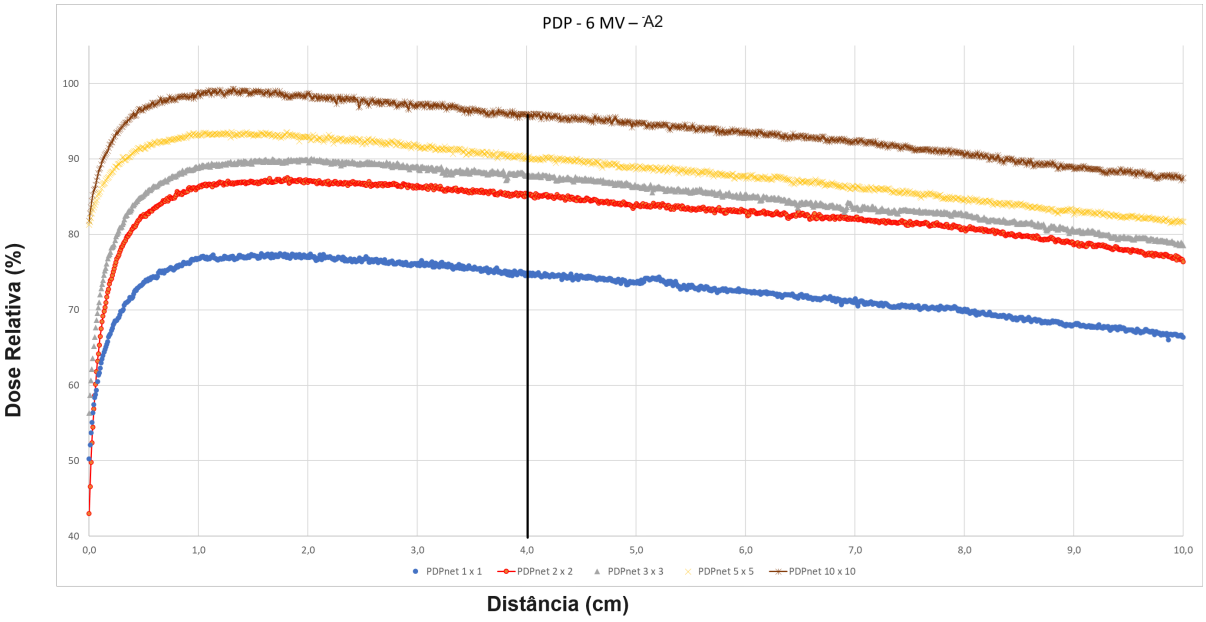
4.4 Perfil de Variação de Dose do Acelerador A2 em 6,0 MV

Neste capítulo, são apresentados os gráficos da variação de dose para perfil de dose em profundidade (PDP) e para as irradiações de perfil transversal (axial) na tensão de 6,0 MV para o acelerador linear A2. Os resultados dosimétricos para o acelerador A2 são próximos do acelerador A1, considerando não possuir diferença significativa nos tratamentos a serem exercidos em ambos os equipamentos.

4.4.1 Curvas de Variação de Dose Longitudinal PDP do Feixe de 6,0 MV

Os resultados para a dosimetria do perfil de dose em profundidade (PDP) para o acelerador A2 são apresentados as cinco curvas que encontram-se na Figura 40 e na Tabela 12, para o filme radiocrômico exposto aos feixes de raios X, gerados com a tensão de 6,0 MV, em quatro tamanhos distintos de campo, sendo eles, os campos pequenos $1x1$, $2x2$, $3x3$ cm^2 e os campos grandes de $5x5$ e $10x10$ cm^2.

Figura 40 – Variação de Dose em Profundidade para o Feixes de 6,0 MV



Para o acelerador A2, considerando os campos pequenos $2x2$, $3x3$ cm^2, o valor dosimétrico desempenhado apresentou diferença insignificante para a comparação dos campos, com diferença entre 2,0% a 3,0%, a queda da dose com a maior profundidade (maior distância) mantendo a dosimetria dos campos em proximidade de valores já citados. Diferentemente do que ocorreu no acelerador A1, para o acelerador A2 as curvas de PDP dos campos de $5x5$ e $10x10$ cm^2 não se unem no pico de dose (1,3 cm para 6,0 MV). No campo de $1x1$ cm^2, com maior efeito de campos pequenos do que para os demais campos apresentados nas irradiações, tanto em perfil de dose em profundidade (PDP), irradiação longitudinal, quanto nas irradiações transversais (axiais) dos campos.

A medida no gráfico também especifica os valores de dose em profundidade na distância realizada para os experimentos em 4,0 cm, sendo ele o ponto de dose terapêutica escolhida depositada. Os resultados para maior dose depositada na distância referida são para os campos grandes de $5x5$ e $10x10$ cm^2, em que em ambos os campos, com diferentes valores de UM, atingem doses maiores que os campos pequenos.

Observa-se o mesmo resultado em campos de 2×2 e 3×3 cm². No experimento com profundidade de referência de 4,0 cm para a dose, verifica-se que, para campos de diferentes tamanhos, a dose máxima entregue ao tumor durante o tratamento pode ser semelhante. No entanto, para o campo de 1×1 cm², os efeitos de desequilíbrio em campos pequenos são mais pronunciados, com uma queda mais acentuada da dose, o que permite uma maior penetração no tratamento do tumor. Com isso, a dose relativa de cada campo serve como referência para definir o tamanho ideal a ser utilizado no tratamento radioterápico. A tabela 10 apresenta os valores de dose encontrados de forma estruturada e organizada.

Tabela 10 – Dados dos Perfis de Dose Longitudinal (PDP) para o Feixe de 6,0 MV.

Campo (cm^2)	**Dose Relativa Máxima** (%)	**Dose Relativa a 4 cm** (%)	**Pico** (cm)
10x10	98,79	95,94	1,31±0,29
5x5	92,87	89,90	1,31±0,34
3x3	89,42	87,83	1,31±0,20
2x2	86,64	85,10	1,31±0,35
1x1	76,91	74,50	1,31±0,29

4.4.2 Curvas de Variação de Dose Axial (Transversal) do Feixe de 6,0 MV

Para os dados da irradiação axial do acelerador linear 2, na tensão elétrica e energia de 6 MV, realizou-se os tamanhos de campos pequenos $1x1$, $2x2$ e $3x3$ cm^2 e para os campos grandes $5x5$ e $10x10$ cm^2. Para os campos grandes, no eixo X, foi perceptível uma decaída (queda) mais acentuada em relação ao eixo Y. O acelerador A1 apresentou esta mesma característica, evidente para o eixo Y. Por fabricantes diferentes, o estudo apresentou a diferença de abaulamento nos

eixos, com maior probabilidade de ocorrência em relação ao filtro aplainador. A Figura 42 apresenta os campos grandes $5x5$ e $10x10$ cm^2 para os eixo X e Y.

Figura 41 – Variação de Dose em Axial (Transversal) em Campos Grandes para o Feixe de 6,0 MV - Eixo X

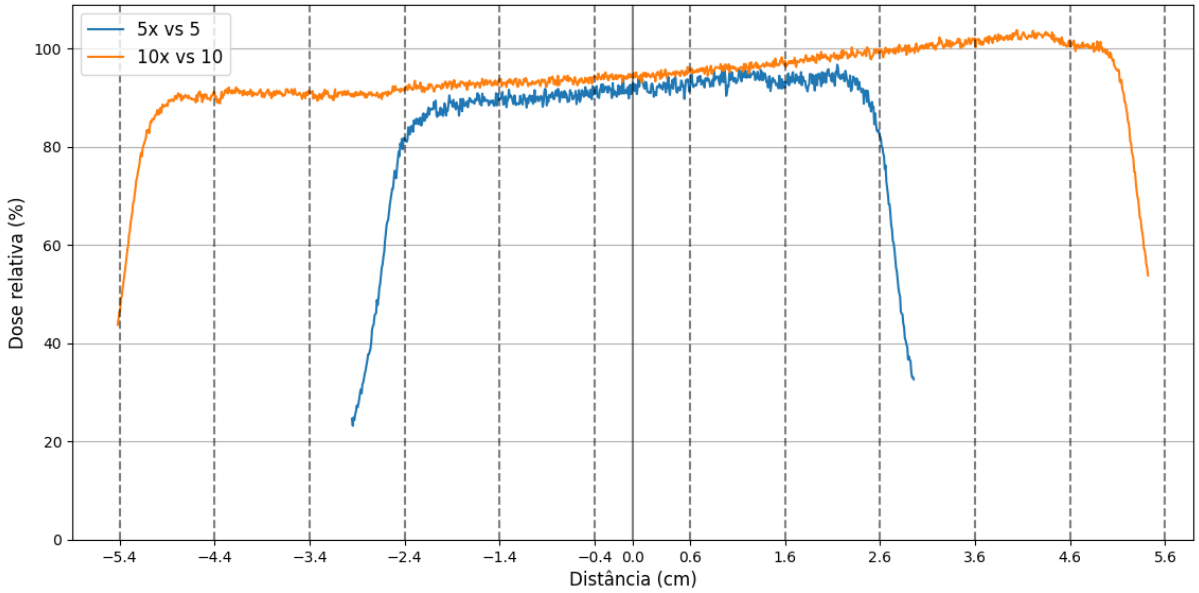
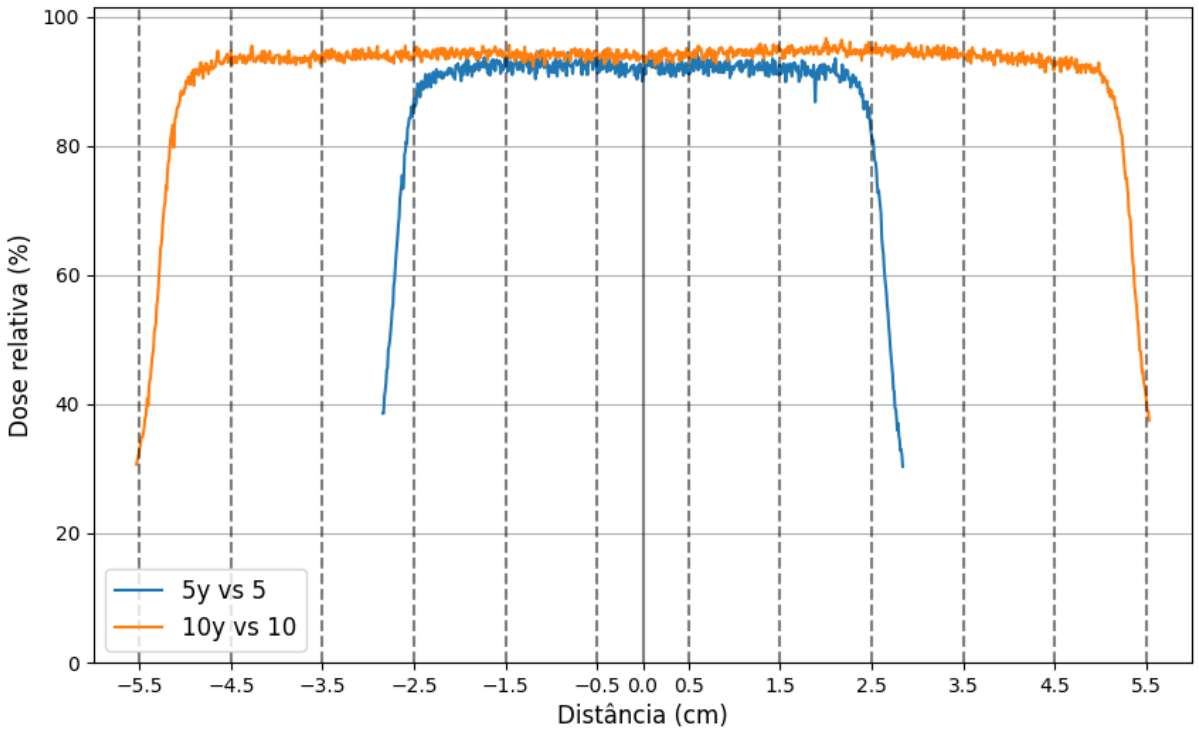


Figura 42 – Variação de Dose em Axial (Transversal) em Campos Grandes para o Feixe de 6,0 MV - Eixo Y



Para o eixo axial X, os campos grandes apresentaram valores de dose relativa no ponto central (distância 0 cm) de 91,60% para o campo de $5x5$ cm^2 e de 95,10% no campo de $10x10$ cm^2. Os valores dosimétricos desempenhados pelo acelerador são próximos (diferenças não-significativas) ao do acelerador A1. A tabela 11 apresenta os valores dosimétricos desempenhados por cada acelerador linear estudados no trabalho. No ponto de maior pico para o eixo X, quando no ponto de maior dose para o campo de $10x10$ cm^2, a dose relativa encontrada foi de 103,1% e para o campo de $5x5$ cm^2 94,4%. No eixo Y, a estrutura do campo irradiado nos campos é percebido uma uniformidade em comparação ao eixo X. Estes diferenciais em relação a uniformidade dos eixos dos campos é previsto dosimetricamente nos *softwares* de planejamento do sistema dos aceleradores lineares e calculados pelos Físicos-Médicos do setor.

Tabela 11 – Dados dos Perfis de Dose Axial (Transversal) no eixo X e Y para o Feixe de 6,0 MV

Campo (cm²)	**Dose Relativa (%)**	**Eixo X**	**Eixo Y**
10x10	95,10±1,77	103,1±1,81	99,58±1,46
5x5	91,60±0,15	94,4±0,17	92,1±0,12

A Figura 44 apresenta os gráficos estruturados para a irradiação em campos pequenos $1x1$, $2x2$ e $3x3$ cm^2, juntamente com um dos campos grandes, o campos de $5x5$ cm^2. Para os campos pequenos apresentados, o campo de $1x1$ cm^2 teve maior queda nas doses e maior encurvamento do campo, devido ao maior efeito dos Campos Pequenos, já citados, para ambos os eixos. A Figura 44 mostrou no eixo X, o campo de $5x5$ cm^2 com maior decaimento, em ambos os eixos, os campos de $2x2$ e $3x3$ cm^2 com doses no platô bem próximas, como já ocorrido no acelerador A1, e o campo de $1x1$ cm^2, um campo mais achatado que no eixo Y, com maior redução da dose.

Em campos pequenos, a diminuição do tamanho de campo modifica o espectro da fluência dos fótons produzidos. Quanto menor o campo, maior a energia média deste feixe quando as medidas são realizadas em objetos simuladores de água sólida, razão pela qual, em um campo muito menor, como $1x1$ cm^2, o feixe de fótons produzidos no acelerador linear de partículas varia com a colimação do feixe e a fluência de partículas. A gráfico à esquerda refere-se ao eixo X de irradiação no acelerador A2, quanto para o eixo Y, o gráfico equivalente é o gráfico à direita. Considerando ser para todos os gráficos abaixo que se equivalem ao acelerador A2, Truebeam, fabricante Varian, serviço de radioterapia Oncobio.

Figura 43 – Variação de Dose em Axial (Transversal) em Campos Pequenos para o Feixe de 6,0 MV - Eixo X

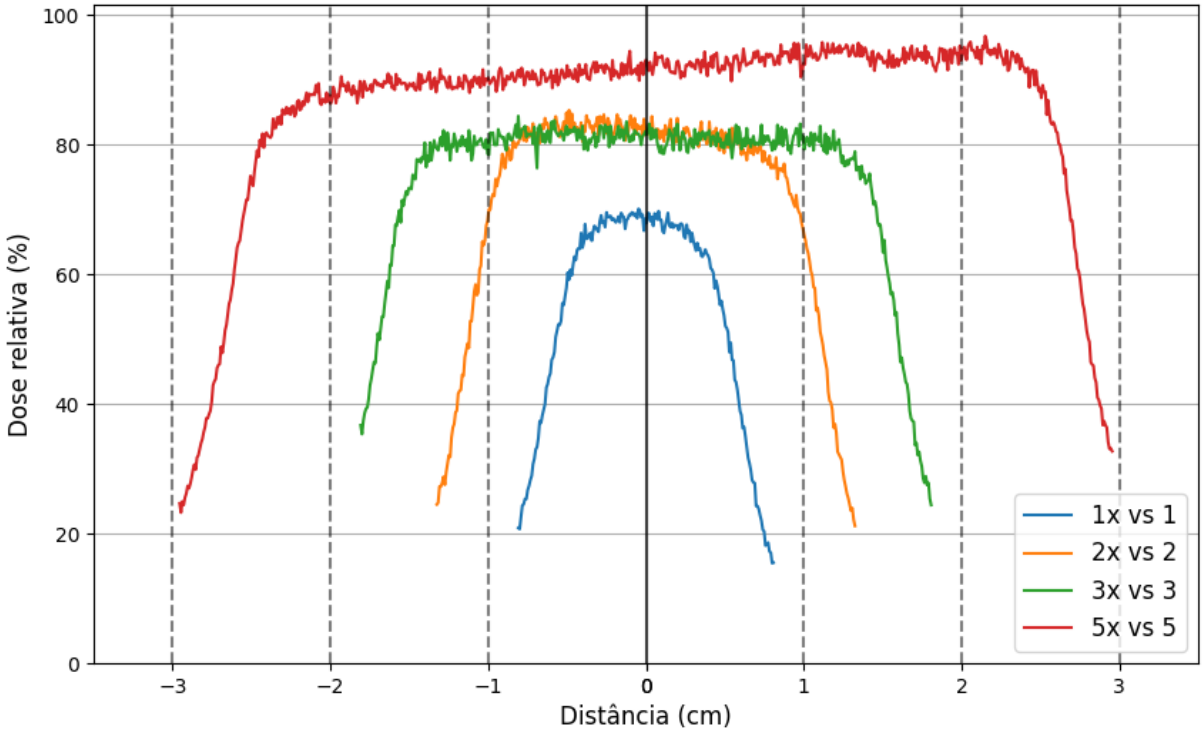
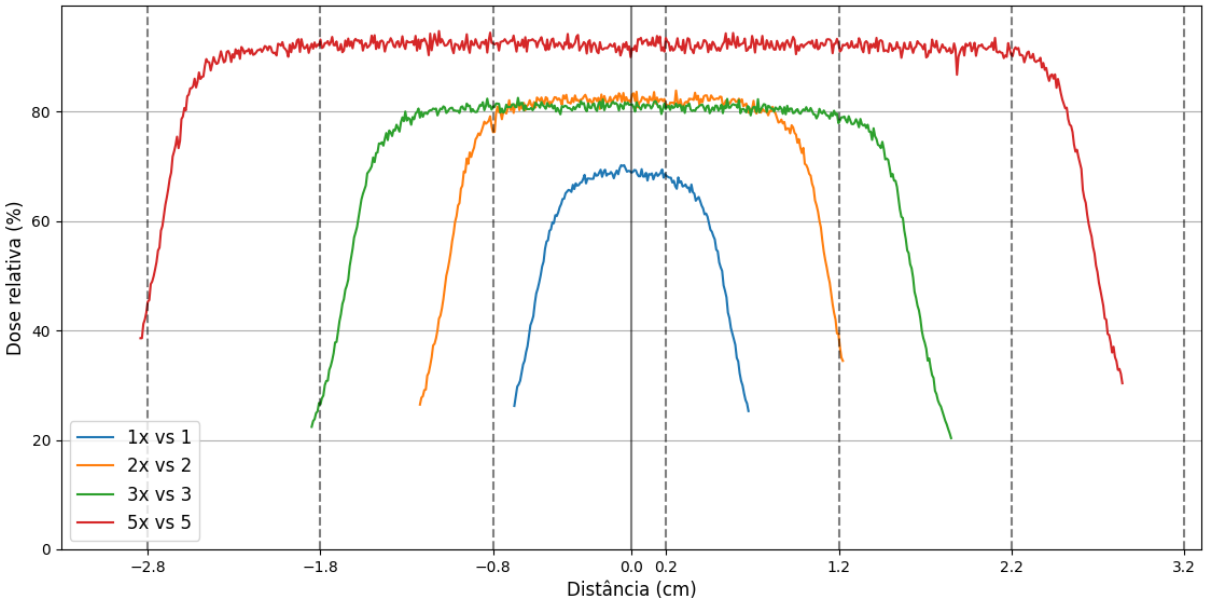


Figura 44 – Variação de Dose em Axial (Transversal) em Campos Pequenos para o Feixe de 6,0 MV - Eixo Y



Com a restrição mais rigorosa do tamanho dos campos irradiados, ocorre uma redução na dose absorvida tanto nos tecidos circunvizinhos quanto no objeto-alvo. Neste estudo, o objeto-

alvo é representado pelo simulador de água sólida. Essa redução também diminui o platô da região de planura e reduz a dose depositada no objeto-alvo. A Tabela 12 apresenta os valores de dose relativa (%) para o feixe de 6,0 MV para o acelerador A2 com os campos pequenos de $1x1$, $2x2$ e $3x3$ cm^2 e o campo grande $5x5$ cm^2.

Tabela 12 – Dados dos Perfis de Dose Axial (Transversal) para o Feixe de 6,0 MV

Campo (cm²)	**Dose Relativa Máxima (%)**	**Eixo X (%)**	**Eixo Y (%)**
5x5	97,95±0,30	91,80±0,20	92,10±0,21
3x3	82,80±0,76	82,70±0,54	82,90±0,48
2x2	82,10±1,57	82,30±1,75	81,90±1,39
1x1	68,80±1,49	68,00±1,68	69,60±1,30

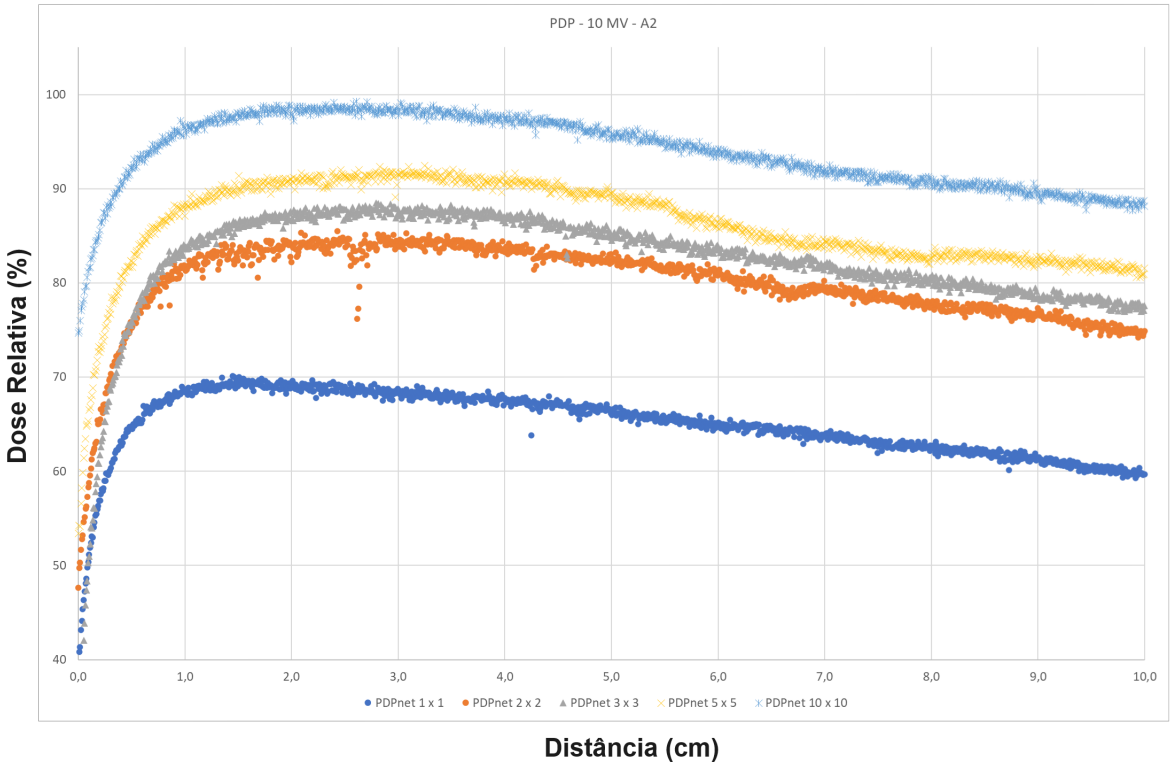
4.5 Perfil de Variação de Dose do Acelerador A2 em 10 MV

Os resultados para a dosimetria do perfil de dose em profundidade (PDP) para o acelerador A2 são apresentados em cinco curvas que encontram-se na Figura 45 e na Tabela 13, para o filme radiocrômico exposto aos feixes de raios X, gerados com a tensão de 10 MV, em cinco tamanhos distintos de campo, sendo eles, os campos pequenos $1x1$, $2x2$, $3x3$ cm^2 e os campos grandes de $5x5$ e $10x10$ cm^2.

4.5.1 Curvas de Variação de Dose Longitudinal (PDP) do Feixe de 10 MV

Para a energia do feixe de fótons de 10 MV, as curvas são mais acentuadas devido a energia (tensão elétrica do acelerador) ser maior. A Figura 45 apresenta as curvas de perfil de dose em profundidade para a irradiação do filme radiocrômico exposto aos feixes de raios X, gerados com a tensão de 10 MV, no objeto simulador de água sólida.

Figura 45 – Variação de Dose em Profundidade para o Feixes de 10 MV



Fonte: Autor, 2024

As curvas para os os campos pequenos $1x1$, $2x2$, $3x3$ cm^2, apresentam comportamento semelhante de 6,0 MV, a irradiação de 10 MV apresentou para os campos de $2x2$ e $3x3$ cm^2 dosimetria próxima e queda acentuada, tendo os campos também diferença dosimétrica insignificante. Para 10 cm de distância de profundidade, as doses em $2x2$ e $3x3$ cm^2 são, respectivamente, 74,49% e 77,39%.

Na energia de 10 MV, o campo grande de $5x5$ cm^2 teve sua curva mais afastada, em nível dosimétrico do feixe do campo grande de $10x10$ cm^2, em que diferente do acelerador A1, que 100% da dose é alcançada na profundidade de dose no pico (para 10 MV de 2,2 a 2,4 cm), o acelerador A2 teve 98,13% para o campo de $10x10$ cm^2 e 91,04% para o campo de $5x5$ cm^2. É importante salientar, que em 10 MV, o feixe de energia por ser de maior energia, apresenta maior penetrabilidade dos fótons, com maior dose relativa dos feixes (%). A tabela 13 apresenta os valores para os perfis de dose em profundidade para o feixe de 10 MV.

Tabela 13 – Dados dos Perfis de Dose Longitudinal (PDP) para o Feixe de 10 MV.

Campo (cm^2)	**Dose Relativa Máxima** (%)	**Dose Relativa a 4 cm** (%)	**Pico** (cm)
10x10	98,13	97,34	2,31±0,22
5x5	91,17	90,22	2,31±0,18
3x3	87,31	86,81	2,31±0,05
2x2	83,21	83,05	2,31±0,05
1x1	68,59	67,35	2,31±0,13

Com a análise dosimétrica do feixe de fótons para o tratamentos radioterápico, quando para o uso de energia (tensão elétrica) em 10 MV, com a devida definição do tamanho do campo a ser utilizado, é possível maior profundidade no tratamento. Também é visto que, como para o acelerador A1, para o feixe de fótons em 10 MV, as Unidades Monitoras utilizadas não compensam a queda da curva nos Perfis de Dose em Profundidade (PDP).

4.5.2 Curvas de Variação de Dose Transversal (Axial) do Feixe de 10 MV

Para o feixe de fótons de 10 MV, de maior energia, as curvas dos campos maiores e as doses nos pontos centrais e nos picos são superiores às do feixe de 6,0 MV. Comparando-se as doses nos campos de $5x5$ cm² e de $10x10$ cm^2 nos eixos X e Y, as diferenças observadas são insignificantes para fins dosimétricos em ambos os casos, apesar das variações no tamanho do campo destinado ao contorno dos órgãos a serem irradiados. No entanto, no eixo X, para o feixe de 6,0 MV, observa-se menor homogeneidade em relação ao eixo Y, possivelmente devido à presença do filtro aplainador na saída do colimador. Esse filtro tem a função de homogeneizar o feixe ao longo de seu perfil, alterando sua distribuição angular. A Figura 49 apresenta para o feixe de 10 MV, os eixos para os campos grandes.

Figura 46 – Variação de Dose em Axial (Transversal) em Campos Pequenos para o Feixe de 6,0 MV - Eixo X

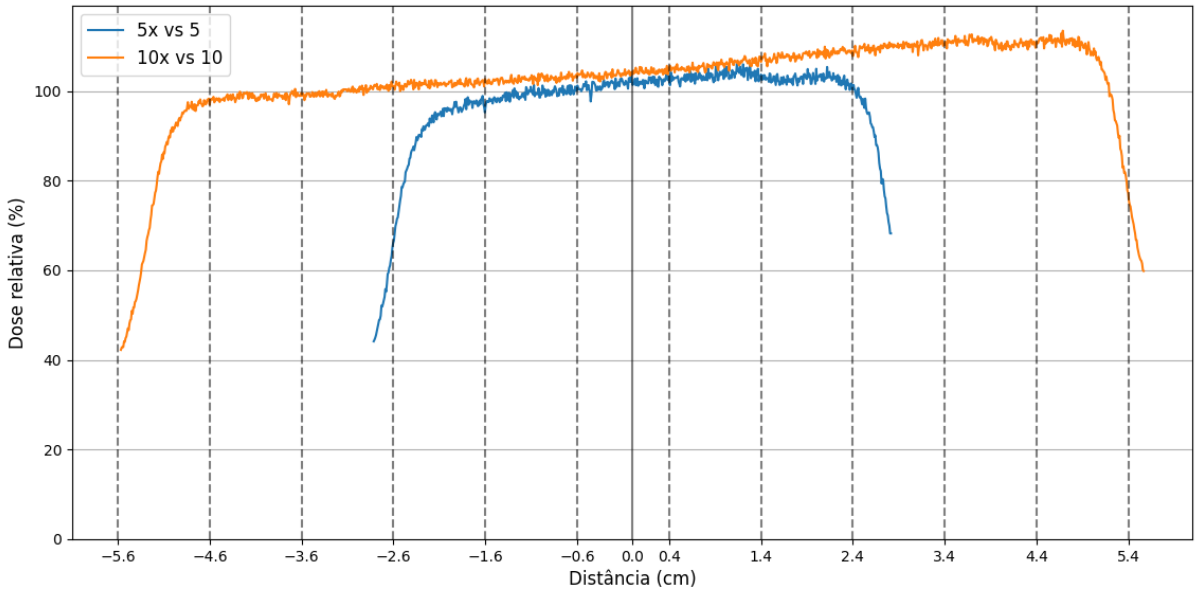
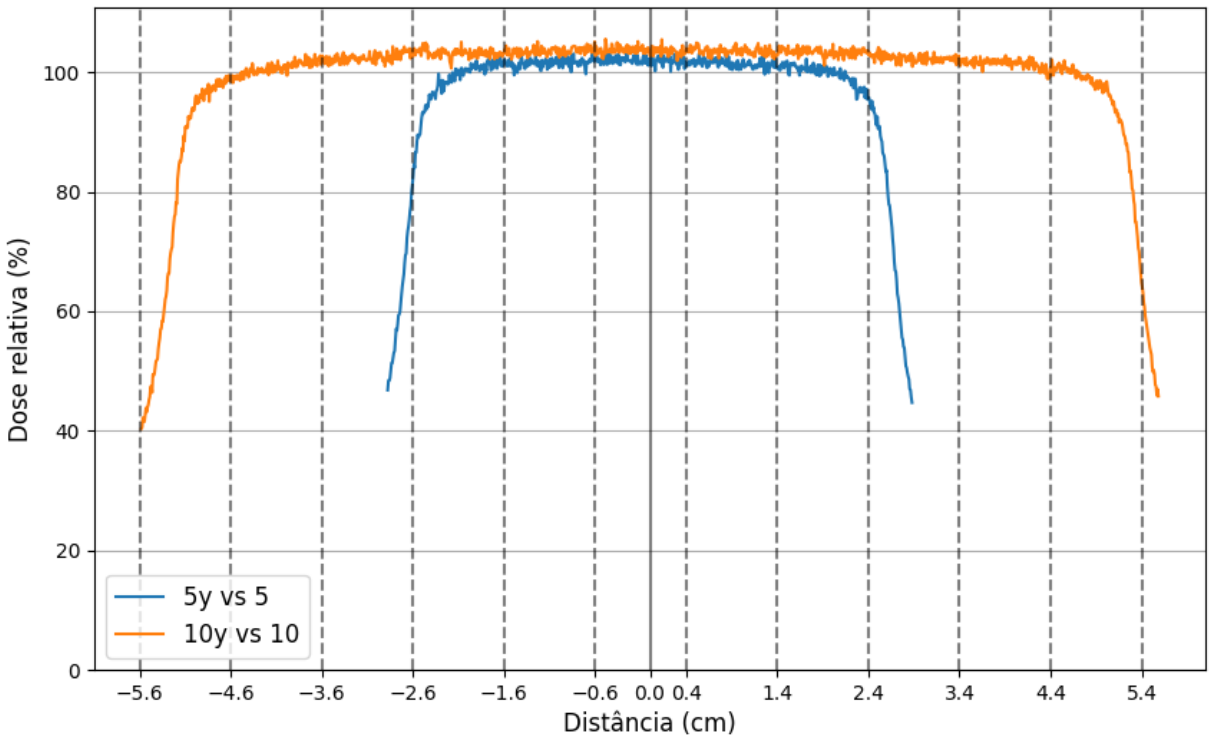


Figura 47 – Variação de Dose em Axial (Transversal) em Campos Pequenos para o Feixe de 6,0 MV - Eixo Y



A Tabela 14 apresenta as doses relativas encontradas para 10 MV nos eixos X e Y para os campos de $5x5$ cm^2 e de $10x10$ cm^2.

Tabela 14 – Dados dos Perfis de Dose Axial (Transversal) no eixo X e Y para o Feixe de 10 MV

Campo (cm²)	**Dose Relativa (%)**	**Eixo X**	**Eixo Y**
10x10	103,9±1,12	103,9±1,12	105,1±1,12
5x5	101,5±1,22	101,5±1,22	102,1±1,22

A Figura **??** ilustra os gráficos estruturados para a irradiação de 10 MV em campos pequenos de $1x1$, $2x2$ e $3x3$ cm^2, juntamente com um dos campos grandes, o campo de $5x5$ cm^2, tanto no eixo X quanto no eixo Y.

Figura 48 – Variação de Dose em Axial (Transversal) em Campos Pequenos para o Feixe de 10 MV - Eixo X

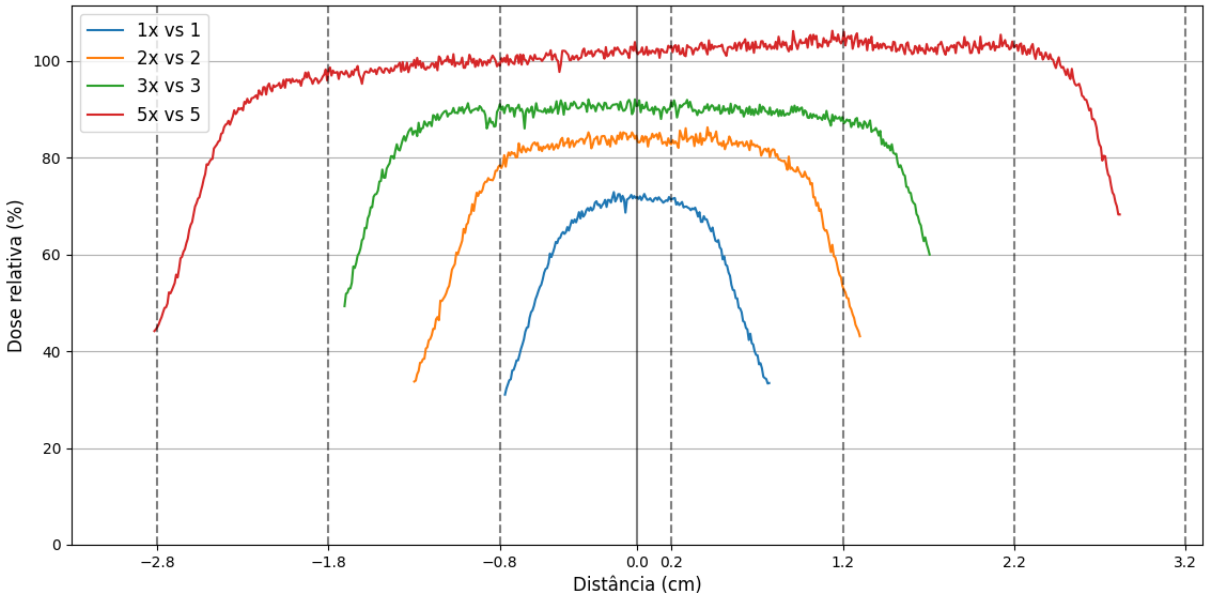
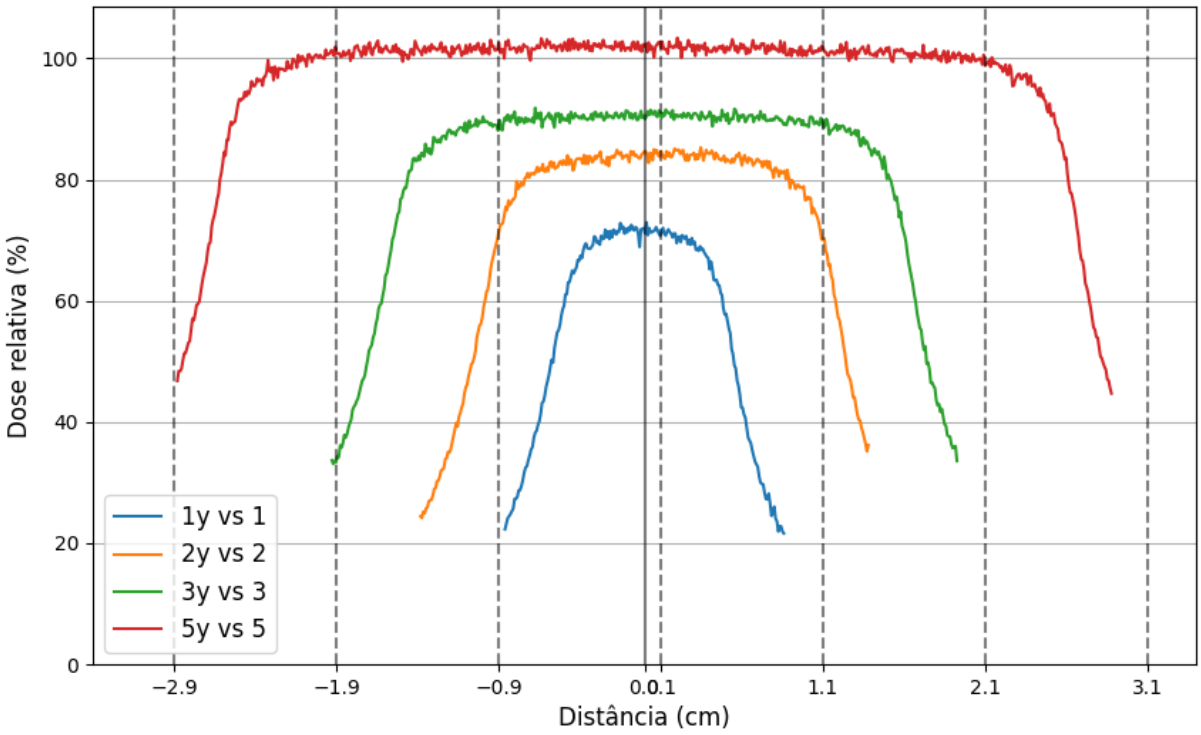


Figura 49 – Variação de Dose em Axial (Transversal) em Campos Pequenos para o Feixe de 10 MV - Eixo Y



Considerando os feixes de 10 MV, não diferindo nos formatos dos campos nos eixos X e Y, para o primeiro eixo citado, o campo pequeno de de $1x1$ cm^2 teve maior queda nas doses e maior encurvamento do campo, mesmo que para X o campo esteja mais "aberto e alongado", devido ao maior efeito dos campos pequenos. A redução da largura à meia-altura, o Full Width at Half Maximum (FWHM, do inglês largua a meia altura), a 80% de sua largura total, com redução dosimétrica abaixo dos 80%, considerando os valores apresentados na Tabela 15. A partir dessas medidas, podem ser definidos os valores da variação percentual máxima permissível da dose dentro dos 80% do FWHM, devido à redução na intensidade do feixe em sua porção central e à sobreposição da penumbra, quando da análise do campo e feixe de dose.

Ainda para 10 MV, não sendo diferente da irradiação para a energia (tensão elétrica) do feixe de 6,0 MV, para os campos pequenos apresentados, os campos de $2x2$ e $3x3$ cm^2, a dosimetria do feixe, com doses no platô, seguem bem próximas. O eixo X, no campo de $5x5$ cm^2 com maior decaimento (maior pico de dose), sendo no eixo Y, bem retílineo no seu formato (horizontal paralelo). O feixe de fótons produzidos no acelerador linear de partículas A2 variou mais com a colimação do feixe a fluência de partículas em relação ao primeiro acelerador.

Para os efeitos de Campos Pequenos apresentados, a principal fonte do efeito vem da perturbação da partícula carregada (fluência), que depende não apenas da geometria do detector (filme radiocrômico), pelo detector ser diferente do meio, tanto na composição, quanto na

densidade, mas também no meio em que a medição é realizada, bem como na energia do feixe e no tamanho do campo. Portanto, utilizar os métodos de correção padrão na medição dosimétrica, além de outras correções conhecidas, é dependente do tamanho do campo a ser irradiado quando da geometria do objeto simulador de água sólida. A Tabela 15 apresenta os dados dosimétricos dos campos para o feixe de 10 MV.

Tabela 15 – Dados dos Perfis de Dose Axial (Transversal) para o Feixe de 10 MV

Campo (cm²)	**Dose Relativa Máxima (%)**	**Eixo X (%)**	**Eixo Y (%)**
5x5	97,95±0,93	103,7±0,83	102,9±0,99
3x3	82,80±0,76	91,50±0,93	91,70±0,89
2x2	82,10±0,67	84,90±0,45	84,80±0,84
1x1	68,80±1,12	72,70±1,11	72,30±1,10

4.6 Comparativo entre Acelerador A_1, Acelerador A_2, TRS nº 483 - IAEA

A referência de dosimetria em tratamento radioterápico para o feixe de fóton externo de alta energia (teleterapia), adotado internacionalmente e considerado como Códigos de Prática (CoPs) e Protocolo de Dosimetria em Campos Pequenos Estáticos é a publicação da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, do inglês *International Atomic Energy Agency*), a *Technical Reports Series*, número 483 (TRS-483), referência consistente e rastreável ao Sistema Internacional de Unidades (SI), para procedimentos comuns para serem seguidos pelos centros de radioterapia direcionados a dosimetria de campos pequenos de fótons pela tensão elétrica em nível de megavolts. A TRS-483 forneceu orientação tanto para a dosimetria de referência quanto para a dosimetria relativa para o determinação do fator de saída de campo em campos pequenos de fótons estáticos (PALMANS *et al.*, 2018; HUQ *et al.*, 2018; IAEA, 2017a; LOPES *et al.*, 2019).

Para estes campos, os erros dosimétricos tornaram-se consideravelmente maiores do que nos feixes convencionais, principalmente devido a duas razões; (i) as condições de referência recomendadas pelos Códigos de Prática (CoPs) convencionais que não podem ser estabelecidas em algumas máquinas e (ii) a medição da dose absorvida pela água em campos compostos não é padronizada. Este formalismo introduz o conceito de dois novos campos de calibração intermediários: (i) um campo de referência estático específico da máquina para aquelas modalidades que não podem estabelecer condições de referência convencionais e (ii) um campo de referência específico da classe de plano mais próximo dos campos clínicos específicos do paciente facilitando assim a padronização da dosimetria de campo composta (HUQ *et al.*, 2018; ALFONSO *et al.*, 2008; IAEA, 2017a).

A TRS-483 foi construída baseada em medições com doses absorvidas em água (por isto, considerado o uso do objeto simulador de água sólida neste estudo), com condições de referência que incluem a especificação dosimétrica para tamanhos de campos menores que $10x10$ cm^2 (campo "*standard*"). Para os feixes de fótons de alta energia, a dose absorvida, nos valores de referência na irradiação em água, é considerado com erro aceitável de até 3%, não sendo considerado diferenças significativas na dosimetria clínica. O estudo técnico publicado introduziu duas novas referências para a calibração dos feixes de fótons, sendo específico dos aceleradores lineares:

Considerando então a normativa da IAEA, pelas doses desempenhadas nos aceleradores lineares, A_1 e A_2, nos experimentos realizados nos feixes de fótons para 6,0 MV e 10 MV, é aceito comparativo com os valores acreditados na TRS-483. A Tabela 16 apresenta valores encontrados na análise da normativa para as irradiações e campos no acelerador linear A_1, mostrando que os valores são condizentes e que até o dia da irradiação, o equipamento mostrou-se satisfatório para o tratamento, sendo necessário constante manutenção dos valores padrões ao tratamento radioterápico aos pacientes oncológicos.

Tabela 16 – Valores de Diferenças Percentuais TRS-483 - A1

Valor Percentual dos Campos - TRS-483			
Acelerador A1			
Campo (cm^2)	Percentual 6,0 MV (%)	Campo (cm^2)	Percentual 10 MV (%)
$10x10$	1,55	$10x10$	0,83
$5x5$	0,48	$5x5$	1,35
$3x3$	0,18	$3x3$	0,79
$2x2$	0,81	$2x2$	2,62
$1x1$	0,76	$1x1$	2,63

O objeto simulador de água sólida é recomendado como referência para medições destinadas à determinação da dose absorvida pela água e à avaliação da qualidade do feixe em feixes de fótons. Para os acelerador lineares, o uso de simuladores de água para dosimetria de referência é possível o uso para ser utilizado na medição de índices de qualidade do feixe. Se forem usados, é essencial que os objetos sejam colocados, com seu ponto de medição no eixo central do feixe de radiação na profundidade equivalente à água. Idealmente, o sólido é equivalente à água em suas propriedades de absorção, espalhamento, energia média de excitação e profundidade no equivalentes na água. Os dados determinados em simulações dosimétricas são de que a variação dosimétrica é aceita nos valores de até 3% na resposta de faixa de tamanhos de campo de 1010 cm^2 a 0,50,5 cm^2 a uma profundidade de medição de até 10 cm, como resultado da dispersão em objetos simuladores de água sólida, apoiado por dados experimentais, considerando a diferença percentual dos campos e caso, acima dos 3% considerados, realizar os fatores de correção necessários (IAEA, 2017b).

Considerando os valores para o acelerador linear A2, temos a tabela 17 :

Tabela 17 – Valores de Diferenças Percentuais TRS-483 - A2

Valor Percentual dos Campos - TRS-483			
Acelerador A2			
Campo (cm^2)	**Percentual (%)**	**Campo (cm^2)**	**Percentual (%)**
$10x10$	0,42	$10x10$	1,00
$5x5$	0,30	$5x5$	1,00
$3x3$	0,24	$3x3$	0,21
$2x2$	0,48	$2x2$	0,11
$1x1$	2,29	$1x1$	0,55

Os valores apontados em análise dos valores dosimétricos desempenhados pelos aceleradores analisados da fabricante Elekta e da fabricante Varian, são considerados dentro das conformidades.

4.6.1 A Hipótese Nula e o Valor-P

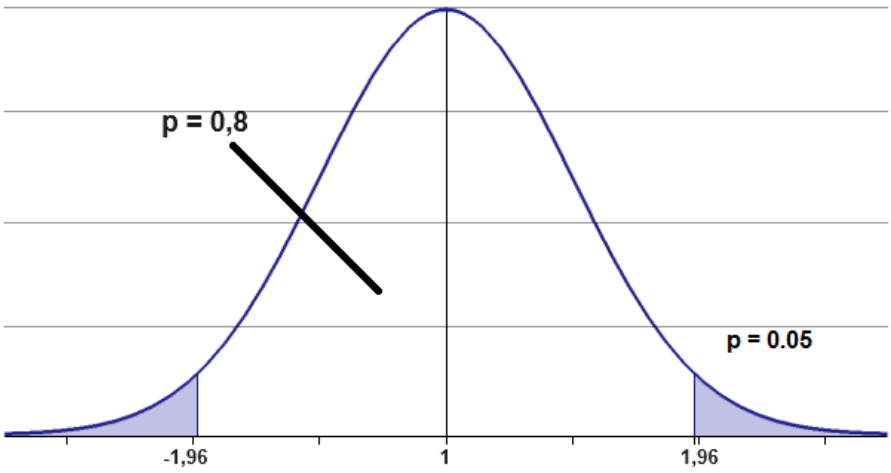
Considerando o valor-p igual a 0,05 (5%), sendo o valor padrão dos dados obtidos de uma amostra da população, apenas uma amostra representativa. É necessário estabelecer um risco admitido para poder afirmar que existe uma possível diferença, quando na verdade, ela não existe. Ou seja, rejeitar ou não H0 considerando um nível de significância ($\propto$). O nível de significância corresponde ao risco máximo admitido, geralmente de 0,050 ou 0,010 (1%). Para um nível de significância de 5% temos um valor crítico de 1,96. Isto é, um desvio de até 1,96 erros padrão é admitido como não significativo. A região crítica ou região de rejeição é o conjunto de valores assumidos pela variável aleatória ou estatística de teste para os quais a H0 é rejeitada. Seu complementar é a região de aceitação (CAPP; NIENOV, 2020).

Para o cálculo do valor-P, calculamos a probabilidade de que a estatística do teste realizado (*Teste-T Student*), tenha valor extremo em relação ao valor observado quando a hipótese nula é verdadeira. O teste-t independente é um teste de hipóteses que tem como hipótese nula (H0) determina que a média do grupo A é igual a média do grupo B, ou seja, a hipótese nula de que os dados dos grupos dos testes não se diferem. O valor-p num teste t de *Student* indica a probabilidade de se observar uma diferença tão grande ou maior do que a que foi observada sob a hipótese nula. O valor-p é uma probabilidade com valor entre 0 e 1 (100%) (CAPP; NIENOV, 2020; FERREIRA; PATINO, 2015).

O Teste t avalia as diferenças entre as médias amostrais, o desvio-padrão e o tamanho da amostra, a partir de uma amostra pequena. As variâncias das duas populações, quando comparadas, devem ser iguais ou, pelo menos, aproximadamente iguais. O Teste t realizado foi para as amostras emparelhadas, quando a comparação das médias de duas amostras relacionadas, quando a distribuição é considerada, aproximadamente, normal. Este pressuposto, conhecido

como homogeneidade das variâncias, sugere que a distribuição de amostragem das médias segue uma distribuição normal. A Figura 50 apresenta o resultado para o teste T e o valor-P para os dados dosimétricos desempenhados pelos aceleradores lineares.

Figura 50 – Resultado na Distribuição Normal para o Valor-P



O resultado apresentado mostrou que os tratamentos radioterápicos a serem realizados com 6,0 MV ou 10 MV, seja para o acelerador A1 ou pelo acelerador A2, não seriam diferentes para os pacientes, considerando estarem em padrões de uso e condições de calibração e manutenção, até então com os dados coletados e apresentados. A Tabela 18 refere-se aos resultados encontrados para o teste estatístico para a análise das doses.

Tabela 18 – Valor-P e o Resultado para o Teste de Hipótese

Teste Estatístico de Hipótese e Valor-P	
6,0 MV	**10 MV**
Teste T-Student	**Teste T-Student**
0,8	**0,8**
Valor-P para a Hipótese Nula	
0,05	

5 Conclusões

Neste trabalho foram realizadas medidas de dose absorvida utilizando os filmes radiocrômicos Gafchromic EBT3 para a determinação de doses em campos pequenos e campos grandes quando em perfil de dose em profundidade (PDP) e para os perfis transversais (axiais) de doses, em dois diferentes aceleradores lineares. Os dois aceleradores lineares são das fabricantes Elekta e Varian, foi utilizado o objeto simulador de água sólida, com dose de 3,0 Gy em uma distância de 4,0 cm, saindo da região de *build-up*, tanto para 6,0 MV quanto para 10 MV. As imagens dos filmes radiocrômicos foram digitalizadas antes, para a exclusão BG, e após a irradiação para que os dados obtidos pudessem ser trabalhados com *software* de processamento de imagens, no caso deste trabalho, o *ImageJ*. As curvas de calibração foram trabalhadas no *software* Origin.

Para o feixe de 6,0 MV, o valor de dose máxima absorvida no interior do objeto simulador de água sólida ocorre a uma profundidade de, aproximadamente, 1,2 a 1,3 cm, para qualquer dos campos irradiados. Para o feixe de 10 MV, o valor de dose máxima absorvida no interior do objeto simulador de água sólida ocorreu, aproximadamente, entre 2,2 a 2,4 cm. Essa maior penetração do feixe de 10 MV faz com que o valor máximo de dose ocorra mais profundamente devido à maior penetração deste feixe. Foram adquiridas curvas de calibração dos filmes radiocrômicos e do objeto simulador de água sólida nas diferentes energias utilizadas. Observou-se que a curva na tensão de 10 MV apresentou maior inclinação em comparação à curva de 6 MV, devido à maior energia dos fótons X. A construção da função exponencial das curvas permitiu a análise das doses.

As curvas de calibração foram feitas até a dose de 6,0 Gy, considerando que o trabalho considera uma análise em doses de 3,0 Gy e em razão de que o filme Gafchromic EBT3 seja limitado de doses de até 10 Gy. Além das curvas de calibração, foram realizadas irradiações para os campos pequenos de $1x1$, $2x2$, $3x3$ e campos grandes de $5x5$ e $10x10$ cm^2 para os dois diferentes aceleradores lineares, para a análise dos efeitos de desequilíbrio eletrônico dos campos pequenos. Obteve-se as curvas do perfil de dose em profundidade (PDP) e dos perfis transversais (axiais) para cada tamanho de campo e em cada acelerador linear.

Para as curvas de perfil de dose em profundidade, na tensão de 6,0 MV, os campos de $5x5$ e $10x10$ cm^2 alcançam a dose de 100% para o acelerador linear A1 e para os campos de $2x2$ e $3x3$ cm^2, a dose máxima absorvida, no ponto de 4,0 cm está em valores de 75% a 100%. A menor dose absorvida foi no campo de $1x1$ cm^2, devido ao campo ser o de maior desequilíbrio eletrônico e a diminuição do tamanho de campo modifica o espectro da fluência dos fótons produzidos. Quanto menor o campo, maior a energia média deste feixe, quando as medidas são realizadas em objetos simuladores de água sólida. Então, para o acelerador A1, considerando a relação entre o tamanho do campo e a variação do perfil de dose em profundidade no objeto simulador de água sólida, é possível verificar que quanto menor é o tamanho do campo, menor é o valor máximo da dose em profundidade ocorrida, sendo este o campo de $1x1$ cm^2, enquanto os

campos de $5x5$ e $10x10$ cm^2 apresentam valores maiores para a dose.

Para os perfis de dose axiais, analisamos os campos de $5x5$ e $10x10$ cm^2 conjuntamente, em que o campo de $10x10$ possui maior distorção no eixo Y em relação ao eixo X, considerando a passagem dos elétrons no filtro aplainador para a geração dos fótons X em que por ser um campo maior (campo referência), vem a sofrer uma diferença no eixo Y em energias de 6,0 MV. Logo, em uma escolha de campo para tratamento, entre os dois campos que não sofrem os efeitos de Campos Pequenos, o campo grande de $5x5$ cm^2 apresenta-se como a melhor alternativa.

Analisando os campos de $5x5$, $3x3$, $2x2$ e $1x1$ cm^2 em perfis de dose transversais (axiais), a parte central de dose relativa (%) dos campos de $3x3$ e $2x2$ alcançam o mesmo nível de dose, com valores que poderiam variar de 67% a 100% e o campo de $1x1$ cm^2 tem dose relativa de 67% em ambos os eixos, X e Y. Além da perda de equilíbrio de partículas carregadas, o tamanho do detector (filme radiocrômico), é maior em comparação com as dimensões do feixe. Esta situação resulta em uma sobreposição entre as penumbras do campo em que ocorre a redução da largura à meia-altura, devido à redução na intensidade do feixe em sua porção central.

Finalmente, para o acelerador A1, os perfis de dose em profundidade (PDP), a 4,0 cm de distância, em tensão de 10 MV, nos campos de $10x10$ e $5x5$ cm^2 a dose relativa é de 100%, no menor campo, $1x1$ cm^2, o valor é de 75% e especificamente para a energia do fóton em 10 MV, os campos de $3x3$ cm^2 e $2x2$ cm^2 não tiveram a mesma dose relativa. Para o campo de $3x3$, a dose está entre 75% e 100% e o campo de $2x2$ cm^2 tem dose menor. Quanto maior a energia do feixe, maior o valor de dose relativa em campos pequenos.

Os resultados apresentados no acelerador A2, no quesito das curvas dos perfis de dose em profundidade (PDP), em 6,0 MV, teve os picos de dose máxima em 1,31 cm, tendo o campo grande de $10x10$ cm^2 a maior dosimetria e o campo de $1x1$ cm^2 apresentou maior dose no acelerador A2 do que no acelerador A1 e menor dose entre os campos irradiados. Para os campos de $2x2$ e de $3x3$ cm^2, os valores dosimétricos de PDP estão com valores próximos, em que a distância de 5,0 cm até os 10 cm, a dosimetria de ambos os campos possuem uma queda conjunta. Como percebido nos resultados para o acelerador A2, a dosimetria para os campos são especificadas também na distância de 4,0 cm, sendo ele o ponto de dose terapêutica escolhida depositada e com maiores doses, estão os campos grandes.

Em comparação com o acelerador A1, as diferenças dosimétricas em campos pequenos de $2x2$ cm² e $3x3$ cm^2 são pouco significativas entre si, mantendo essa consistência ao serem analisadas entre diferentes aceleradores. No caso do acelerador A1, por exemplo, a dose relativa do feixe de $3x3$ cm^2 foi de 84,18%, enquanto para o acelerador A2 o valor foi de 87,83%. No acelerador A2, o campo de $1x1$ cm^2, que apresenta o maior efeito de restrição dosimétrica devido ao tamanho reduzido, registra uma diferença maior no nível dosimétrico em relação aos demais campos irradiados a 6,0 MV. Ao ser considerado para tratamento, o acelerador A1 apresenta uma dose maior nesse cenário.

Em análise dos campos grandes de 5x5 e 10x10 cm^2, para a irradiação axial (transversal), os campos apresentaram uma queda no eixo X de irradiação, elevando as doses acima dos 100% em parte do eixo. Cita-se ser uma diferença entre os aceleradores, já que no eixo Y, o acelerador A1 possui uma queda maior em relação ao eixo X. Nos campos considerados pequenos, na irradiação axial, os campos de 2x2 e de 3x3 cm^2 tiveram doses relativas próximas. No eixo X, para o acelerador 2, o campo de 1x1 cm^2, campo com maior desequílibro em relação às outras irradiações, apresentou um campo mais aberto, com uma largura total à metade da altura do perfil de dose. Este resultado é devido a redução do tamanho do campo que modifica o espectro da fluência dos fótons produzidos. Quanto menor o campo, maior a energia média deste feixe quando as medidas são realizadas em objetos simuladores de água sólida. Este aspecto é uma característica apontada dos três principais pontos dos efeitos de campos pequenos.

Para tensões elétricas e energias de feixes de fótons de 10 MV, as doses relativas para campos pequenos de 2x2 cm² e 3x3 cm^2 apresentam diferenças insignificantes. No entanto, para o campo de 1x1 cm^2, diferentemente do observado a 6,0 MV, a dosimetria fica abaixo de 70%, embora os valores das doses sejam próximos aos da irradiação de 10 MV no acelerador A1, similar ao comportamento observado no eixo para 6,0 MV do mesmo acelerador. Nota-se que, ao elevar a energia dos feixes para 10 MV, há uma queda mais acentuada no eixo X em comparação a 6,0 MV nos campos maiores de 5x5 cm^2 e 10x10 cm^2. Isso indica que a fluência dos fótons no acelerador linear de partículas varia conforme o tamanho do campo e a profundidade do objeto simulador. Nos campos pequenos, as dimensões laterais reduzem, o que faz com que as penumbras de ambos os lados se sobreponham, tornando os detectores tradicionais grandes demais para o campo de radiação, o que pode interferir na distribuição de dose.

Em comparação com os dados dosimétricos apresentados pela *Technical Reports Series número 483 - TRS nº 483*, os aceleradores lineares demonstraram conformidade nas doses para campos grandes e pequenos, considerando uma margem de erro (divergência) de até 3,0%. Para os campos de 2x2 cm² e 1x1 cm^2, analisando o acelerador A1 a 10 MV e o acelerador A2 a 6,0 MV, a diferença percentual de conformidade aproximou-se dos 3,0%, o que é atribuído aos efeitos observados nos campos irradiados de pequenas dimensões. Nos experimentos de controle de qualidade, os aceleradores lineares que apresentam valores dentro da margem de 3,0% não requerem o uso dos fatores de correção específicos definidos na normativa. Conclui-se que ambos os setores de tratamento de radioterapia estão em conformidade para tratamentos de câncer em teleterapia.

Para a análise estatística, utilizando o tamanho da amostra, foi realizado a estatística "t", para análise e aquisição do Valor-P, sendo a probabilidade de se obter um valor extremo a média .Para isso usamos uma distribuição de probabilidade para valores de t, que assume que a hipótese nula (H0) é verdadeira, considerando um cenário em que os valores médios apresentados pelas doses são próximas (iguais). Assim, o p-valor encontrado indica o quanto resultados compatíveis com a hipótese nula, em que os dados dosimétricos de ambos os aceleradores não possuem

diferenças significativa, sendo então aptos para a realização dos tratamentos em pacientes oncológicos.

O trabalho trouxe os valores de dose absorvida de dois diferentes equipamentos que utilizam a radioterapia como forma de tratamento ao câncer. Ambos, em experimentos realizados com o uso dos filmes radiocrômicos, explicitam os resultados condizentes até então descritos na literatura dosimetricamente e não se diferem. Para a análise estatística, quando para as considerações para a normativa TRS-483 da IAEA, os resultados se compactuam e se alicerçam para os dados experimentais realizados. O desenvolvimento de pesquisas e avaliações dos parâmetros dosimétricos, tanto experimentais quanto computacionais (simulações), contribui significativamente para aprimorar o cuidado aos pacientes oncológicos submetidos a radioterapia, especialmente em casos de tumores cerebrais e outras lesões que requerem o uso de campos pequenos. Estudos nessa área são essenciais, pois permitem maior precisão no controle da distribuição de dose, reduzindo a exposição de tecidos saudáveis ao redor das áreas de tratamento. Esse avanço representa um impacto positivo direto na eficácia e segurança da radioterapia, possibilitando tratamentos mais personalizados e eficazes. O estudo aprofundado dos efeitos dos campos pequenos permite ainda o desenvolvimento de protocolos clínicos mais robustos e orientados pela tecnologia, consolidando a importância da inovação para a qualidade do atendimento em oncologia.

6 Propostas de Continuidade

As propostas de continuidade para este trabalho de doutorado, podem ser realizadas a quaisquer níveis na pós-graduação, mestrado, doutorado e pós-doutorado. Entre as possibilidades que os autores elencam, cita-se:

1. Simulações em Monte Carlo pelo EGSnrc, conforme trabalho já realizado pelo Dr. Reginaldo Gonçalves Leão Júnior, sendo possível comparativo entre os aceleradores lineares da fabricante Varian.

2. Uso de algoritmos e modelos estruturados de Machine Learning, com análise estatística da dosimetria dos feixes, tanto para 6 MV, quanto para 10 MV.

3. Realização da análise dosimétrica do campo $4x4$ cm^2 para entendimento se existem ou não os efeitos de Campos Pequenos, ainda pouco descrito e explorado na literatura para o referido campo.

4. Uso das simulações do Monaco (Elekta) e Eclipse (Varian) para os campos apresentados, nas doses apresentadas para comparativo e entendimento dosimétrico aos pacientes oncológicos em tratamentos radioterápicos.

5. Análise da penumbra, da simetria e da planura dos campos grandes e dos campos pequenos, considerando já ser o campo de $10x10$ cm^2, o campo "*standard*"para referência.

6. Realização de experimentos e simulações com o "FFF"(*Free Flatness Filter)*, ou seja, sem o filtro aplainador que modula o campo para análise das características do campo e dosimetria.

7. Análise Estatística mais apurada, com maior trabalho dos dados, considerando a leitura e o trabalho por meio de Revisões Sistemáticas e Estudos Controlados-Aleatorizados e Observacionais.

8. As melhoras apresentadas para esta tese pela banca, que como todo "tijolo"inserido na ciência, cabe seu crescimento e avanço em área promissora e de necessária pesquisa e desenvolvimento.

Referências

ALDELAIJAN, S. *et al.* Use of a control film piece in radiochromic film dosimetry. *Physica Medica*, Elsevier, v. 32, n. 1, p. 202–207, 2016.

ALDELAIJAN, S.; DEVIC, S. Comparison of dose response functions for ebt3 model gafchromic™ film dosimetry system. *Physica Medica*, Elsevier, v. 49, p. 112–118, 2018.

ALFONSO, R. *et al.* A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 35, n. 11, p. 5179–5186, 2008.

ALMEIDA, C. *et al. TEC DOC-1151: aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia. protocolo de controle de qualidade*. [S.l.]: Rio de Janeiro, RJ. Brasil, 2000.

ASHLAND. *Gafchromic EBT3*. 2023. Disponível em: <https://www.ashland.com/industries/medical/radiotherapy-films/ebt3>. Acesso em: 03 dez. 2023.

BOUSTANGE, H. M. *et al. Thermoluminescent dosimetry*. 2023. Disponível em: <https://www.slideserve.com/markku/thermoluminescence-dosimetry-tld-technology-in-dosimetry//>. Acesso em: 04 dez. 2023.

BRAGG, C. M.; WINGATE, K.; CONWAY, J. Clinical implications of the anisotropic analytical algorithm for imrt treatment planning and verification. *Radiotherapy and Oncology*, Elsevier, v. 86, n. 2, p. 276–284, 2008.

BRASIL. *TecDoc-1151 - Aspectos Físicos da Garantia da Qualidade em Radioterapia*. Rio de Janeiro: INCA, 2000. 158 p.

BUENO, K. P. Controle de qualidade em feixes de fótons de megavoltagem de alta intensidade, flattening filter free (fff). Universidade Federal de Pernambuco, 2017.

CAMPELO, E. G. P. *et al.* Comparação entre dose medida e calculada com os algoritmos pencil beam do iplan e aaa do eclipse para campos pequenos utilizados em radioterapia estereotáxica fracionada. *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 16, p. 577–577, 2022.

CANTERAS, M. M. Radiocirurgia. *Revista Neurociências*, v. 13, n. 4, p. 190–195, 2005.

CAPP, E.; NIENOV, O. H. *Bioestatística quantitativa aplicada*. [S.l.]: UFRGS, 2020.

CASTANHEIRA, N. P. *Estatística aplicada a todos os níveis*. [S.l.]: Editora Intersaberes, 2023.

CESPEDES-AJÚN, C. A.; AMGHAR-MAACH, S.; GAY-ESCODA, C. Incidence of mandibular osteoradionecrosis (morn) after intensity modulated radiotherapy (imrt) versus 3d conformal radiotherapy (3d-crt): A systematic review. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, v. 27, n. 6, p. e539, 2022.

CHOW, J. C.; SEGUIN, M.; ALEXANDER, A. Dosimetric effect of collimating jaws for small multileaf collimated fields. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 32, n. 3, p. 759–765, 2005.

CRUZ, J. C. d. *et al.* Controle de qualidade em radiocirurgia. *Radiol. bras*, p. 163–70, 1997.

CUNHA, A. P. V. *Implementação do formalismo para dosimetria de campos pequenos, TRS-483, e avaliação do impacto na radioterapia*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2019.

DANIELI, R. *et al.* Personalized dosimetry in targeted radiation therapy: a look to methods, tools and critical aspects. *Journal of Personalized Medicine*, MDPI, v. 12, n. 2, p. 205, 2022.

DAS, I. J.; DING, G. X.; AHNESJÖ, A. Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 35, n. 1, p. 206–215, 2008.

DAS, I. J. *et al.* Report of aapm task group 155: Megavoltage photon beam dosimetry in small fields and non-equilibrium conditions. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 48, n. 10, p. e886–e921, 2021.

DENG, J. *et al.* Efficacy of advanced radiotherapy techniques compared with conventional radiotherapy techniques for the treatment of locally advanced non-small-cell lung cancer: a systematic review and meta-analysis. *Cancer management and research*, Dove Medical Press, v. 12, p. 421–437, 2020.

DEVIC, S. Radiochromic film dosimetry: past, present, and future. *Physica Medica*, Elsevier, v. 27, n. 3, p. 122–134, 2011.

FERLAY, J. *et al.* Estimating the global cancer incidence and mortality in 2018: GLOBOCAN sources and methods. *International Journal of Cancer*, Wiley Online Library, v. 144, n. 8, p. 1941–1953, 2019.

FERREIRA, J. C.; PATINO, C. M. O que realmente significa o valor-p? *Jornal Brasileiro de Pneumologia*, SciELO Brasil, v. 41, p. 485–485, 2015.

FILIPE, E. *et al.* Vocabulário internacional de metrologia-conceitos fundamentais e gerais e termos associados (vim 2012)-1ª edição luso-brasileira, autorizada pelo bipm, da 3ª edição internacional do vim-international vocabulary of metrology. *Rio de Janeiro*, 2012.

FURNARI, L. Controle de qualidade em radioterapia. *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 3, n. 1, p. 77–90, 2009.

FUSS, M. *et al.* Dosimetric characterization of gafchromic ebt film and its implication on film dosimetry quality assurance. *Physics in Medicine & Biology*, IOP Publishing, v. 52, n. 14, p. 4211, 2007.

GAFCHROMIC. *GAFChomic EBT3 Dosimetry Film*. 2023. Disponível em: <https://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf>. Acesso em: 09 dez. 2023.

GARGETT, M. A.; BRIGGS, A. R.; BOOTH, J. T. Water equivalence of a solid phantom material for radiation dosimetry applications. *Physics and Imaging in Radiation Oncology*, Elsevier, v. 14, p. 43–47, 2020.

GIGLIOLI, M. *Avaliação da distribuição da dose absorvida em radioterapia com campos irregulares e alargados*. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear) — Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012.

GOMEZ, A. M. L. *Estudo de dosimetria e qualidade de imagem em varreduras de tomografia computadorizada de cabeça utilizando objeto simulador*. Dissertação (Mestrado em Ciências e Técnicas Nucleares) — Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2017.

GUIMARÃES, M. V. C. *Comparação entre radiocirurgia e radioterapia estereotáxica na cognição de pacientes com meningiomas da base de crânio*. 102 f. Tese (Doutorado em Neurologia) — Universidade de São Paulo, São Paulo, 2022.

HARA, Y. *et al.* Application of radiochromic film for quality assurance in the heavy-ion beam scanning irradiation system at himac. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, Elsevier, v. 331, p. 253–256, 2014.

HILL, R.; KUNCIC, Z.; BALDOCK, C. The water equivalence of solid phantoms for low energy photon beams. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 37, n. 8, p. 4355–4363, 2010.

HOPPE, R. T.; PHILLIPS, T. L.; ROACH, M. *Textbook of Radiation Oncology*. 3. ed. [S.l.]: Saunders, 2010. 1664 p.

HUQ, M. S. *et al.* A dosimetric evaluation of the iaea-aapm trs 483 code of practice for dosimetry of small static fields used in conventional linac beams and comparison with iaea trs-398, aapm tg 51, and tg 51 addendum protocols. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 45, n. 9, p. 4257–4273, 2018.

IAEA. *Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice - Technical Reports Series No. 457*. Viena: IAEA, 2017. 372 p.

IAEA. Technical report series no. 483 - dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy an international code of practice for reference and relative dose determination. 2017.

JÚNIOR, R. G. L. Avaliação das perturbações físicas de feixes de raios x em pequenos campos estáticos: Uma abordagem teórica pelo método de monte carlo. Universidade Federal de Minas Gerais, 2018.

JÚNIOR, R. G. L. *et al.* Validação de um modelo computacional de acelerador linear varian clinac 2100 utilizando o código egsnrc para utilização em dosimetria de pequenos campos. *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, v. 6, n. 1, p. 1–19, 2018.

KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. *Khan's the physics of radiation therapy*. 5. ed. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2014. 624 p.

KUNG, J.; CHEN, G.; KUCHNIR, F. A monitor unit verification calculation in intensity modulated radiotherapy as a dosimetry quality assurance. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 27, n. 10, p. 2226–2230, 2000.

LAM, S.; BRADLEY, D.; KHANDAKER, M. U. Small-field radiotherapy photon beam output evaluation: detectors reviewed. *Radiation Physics and Chemistry*, Elsevier, v. 178, p. 108950, 2021.

LAMÔNICA, J. C. C. *et al.* Avaliação dosimétrica em superfície para braquiterapia de alta taxa de dose utilizando filmes radiocrômicos. *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 17, p. 734–734, 2023.

LEE, N. Y. *et al.* Target volume delineation and treatment planning for particle therapy: a practical guide. Springer, New York, 2018.

LEVITT, S. H. *et al. Technical basis of radiation therapy*. New York: Springer, 2012.

LI, Y. *et al.* The measurement of the surface dose in regular and small radiation therapy fields using cherenkov imaging. *Technology in Cancer Research & Treatment*, SAGE Publications Sage CA: Los Angeles, CA, v. 21, p. 15330338211073432, 2022.

LOPES, M. d. C. *et al.* Application of the trs 483 code of practice for reference and relative dosimetry in tomotherapy. *Medical Physics*, Wiley Online Library, v. 46, n. 12, p. 5799–5806, 2019.

LUVIZOTTO, J. *Caracterização do filme radiocrômico Gafchromictm modelo EBT3 para uso em braquiterapia. 2015. 103f.* Tese (Doutorado) — Dissertação (mestrado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear–Reatores . . . , 2015.

MACÍAS, V. M.; CAMAÑES, T. P.; ALBIACH, C. F. Palliative care for patients with bone metastases. In: *Bone Sarcomas and Bone Metastases-From Bench to Bedside*. [S.l.]: Elsevier, 2022. p. 889–905.

MAY, R. A.; STEVENSON, K. J. *Software review of Origin 8*. [S.l.]: ACS Publications, 2009.

MAYLES, P.; NAHUM, A.; ROSENWALD, J.-C. *Handbook of radiotherapy physics: theory and practice*. [S.l.]: CRC Press, 2007.

MELGAREJO, H. L. *ESTUDO E AVALIAÇÃO POR MONTE CARLO DE HISTOGRAMAS DOSE-VOLUME UTILIZADOS EM PLANEJAMENTOS RADIOTERÁPICOS*. Tese (Doutorado) — Tese (Doutorado)—Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2014. vii, 8, 2014.

MIJNHEER, B. *Clinical 3D dosimetry in modern radiation therapy*. New York: CRC Press, 2017. 674 p.

MIOLA, A. C.; MIOT, H. A. *P-valor e dimensão do efeito em estudos clínicos e experimentais*. [S.l.]: SciELO Brasil, 2021. e20210038 p.

MOURÃO, A. P.; OLIVEIRA, F. A. de. *Fundamentos de radiologia e imagem*. 2. ed. São Caetano do Sul: Difusão Editora, 2018.

NARAYANASAMY, G. *et al.* Commissioning an elekta versa hd linear accelerator. *Journal of applied clinical medical physics*, Wiley Online Library, v. 17, n. 1, p. 179–191, 2016.

NOLASCO, A. V. *Métodos de dosimetria de superfícies aplicados ao controle de qualidade e investigação de dose na pele em tratamentos de Radioterapia*. 122 f. Tese (Doutorado em Ciencias e Tecnicas Nucleares) — Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2018.

OSBORN, J. Is vmat beneficial for patients undergoing radiotherapy to the head and neck? *Radiography*, Elsevier, v. 23, n. 1, p. 73–76, 2017.

PALMANS, H. *et al.* Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: summary of trs-483, the iaea–aapm international code of practice for reference and relative dose determination. *Medical physics*, Wiley Online Library, v. 45, n. 11, p. e1123–e1145, 2018.

PERES, L. Princípios físicos e técnicos em radioterapia. *Rio de Janeiro: Rubio*, 2018.

PODGORSAK, E. B. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Viena: IAEA, 2005. 696 p.

PORTELA, C. F.; MOURÃO, A. P.; ALONSO, T. C. Isodose curves generate by a cesium-137 source in a solid water phantom. In: *Proceedings of the 5. SENCIR: Brazilian national week on nuclear and energy engineering and radiation sciences*. [S.l.: s.n.], 2022.

PTW. *PinPoint 3D Ion Chamber*. 2022. Disponível em: <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/pinpoint-3d-ion-chamber>. Acesso em: 06 dez. 2023.

RADPRO. *Finger ring dosimeter*. Germany: RadPro International GmbH, 2023. 2 p.

RIVERA-MONTALVO, T. Radiation therapy dosimetry system. *Applied Radiation and Isotopes*, Elsevier, v. 83, p. 204–209, 2014.

SALVAJOLI, J. V.; SALVAJOLI, B. P. O papel da radioterapia no tratamento do câncer: avanços e desafios. *Rev Onco*, v. 13, n. 3, p. 32–36, 2012.

SANTOS, J. D. L. *et al.* Image guided radiation therapy (igrt) technologies for radiation therapy localization and delivery. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, Elsevier, v. 87, n. 1, p. 33–45, 2013.

SANTOS, M. O. *et al.* Estimativa de incidência de câncer no brasil, 2023-2025. *Revista Brasileira de Cancerologia*, v. 69, n. 1, 2023.

SCAFF, L. A. M. Física na radioterapia: a base analógica de uma era digital. *São Paulo: Editora Projeto Saber*, v. 2, 2010.

SILVA, L. E. d. *et al.* Avaliaço de dose absorvida em coração e pulmão ipsilateral para radioterapia de mama, utilizando os algoritmos de cálculo aaa e pbc. INCA, 2016.

TRAN, A. *et al.* Treatment planning comparison of impt, vmat and 4π radiotherapy for prostate cases. *Radiation Oncology*, Springer, v. 12, p. 1–9, 2017.

TYLER, M. K. *et al.* Small field detector correction factors: effects of the flattening filter for elekta and varian linear accelerators. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Wiley Online Library, v. 17, n. 3, p. 223–235, 2016.

VIDETIC, G. M.; VASSIL, A. D.; WOODY, N. M. *Handbook of treatment planning in radiation oncology*. [S.l.]: Springer Publishing Company, 2020.

ZHU, T. C. Small field: dosimetry in electron disequilibrium region. In: IOP PUBLISHING. *Journal of Physics: Conference Series*. [S.l.], 2010. v. 250, n. 1, p. 012056.

ANEXO A – Guia de Experimento 1

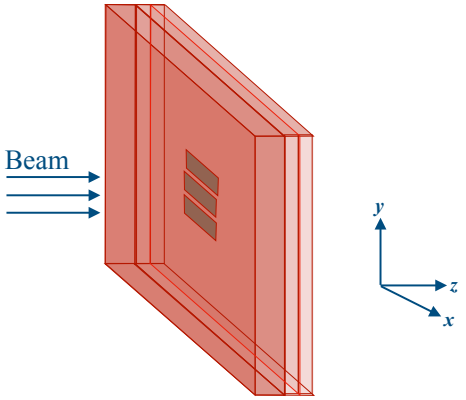
Assunto: Curva de Calibração

Data: ____/____/_____ Local: _____

Materiais:

1 placa de água sólida de 4 cm;
2 placas de água solida de 01 cm;
14 fitas de filme radiocrômico;
Durex para fixar as fitas na placa;
Fita crepe para união das placas;
Caneta para escrita nas fitas;
Envelope para armazenagem das fitas.

Setup do Experimento:



Procedimentos:
1- identificar as fitas (1 a 14);
2- gerar imagens das fitas pouco antes do experimento 300dpi RGB 8 bits;
3- realizar as irradiações das fitas;
4- gerar imagens das fitas irradiadas 24 horas após a irradiação.
5- fazer a captura dos registros nas fitas;
6- Determinar as curvas de calibração.

Profundidade da dose programada: _____ cm

Feixe de 6MV	
Dose (mGy)	Filme
0,5	
1,0	
2,0	
3,0	
4,0	
5,0	

Feixe de 10MV	
Dose (mGy)	Filme
0,5	
1,0	
2,0	
3,0	
4,0	
5,0	

ANEXO B – Guia de Experimento 2

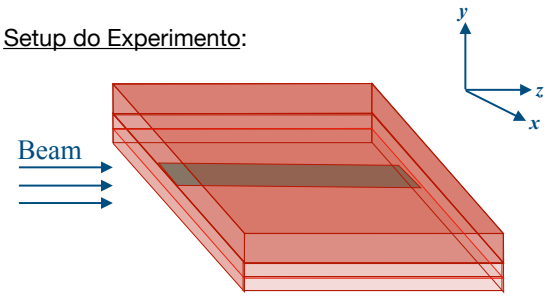
Assunto: PDP com diferentes campos

Data: ____/____/_____ Local: _____

Materiais:

1 placa de água sólida de 3 cm;
2 placas de água solida de 01 cm;
12 fitas de filme radiocrômico;
Durex para fixar as fitas na placa;
Fita crepe para união das placas;
Caneta para escrita nas fitas;
2 Envelopes para armazenagem das fitas.

Setup do Experimento:



Procedimentos:
1- identificar as fitas (1 a 12);
2- gerar imagens das fitas pouco antes do experimento 300dpi RGB 8 bits;
3- realizar as irradiações das fitas;
4- gerar imagens das fitas irradiadas 24 horas após a irradiação;
5- fazer a captura dos registros nas fitas;
6- Gerar as curvas de PDP.

Profundidade da dose programada: _____ cm

Feixe de 6MV			
Campo (cm^2)	Dose (Gy)	Filme	UM
10x10	3,0		
5x5	3,0		
3x3	3,0		
2x2	3,0		
1x1	3,0		

Feixe de 10MV			
Campo (cm^2)	Dose (Gy)	Filme	UM
10x10	3,0		
5x5	3,0		
3x3	3,0		
2x2	3,0		
1x1	3,0		

ANEXO C – Guia de Experimento 3

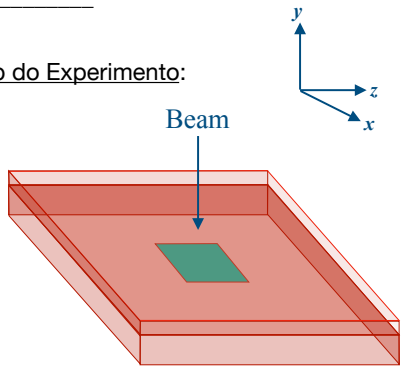
Assunto: Irradiação frontal com diferentes campos

Data: ____/____/_____ Local: _____

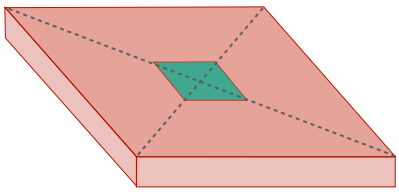
Materiais:

1 placa de água sólida de 3 cm;
2 placas de água solida de 01 cm;
10 pedaços de filme radiocrômico;
Durex para fixar as fitas na placa;
Fita crepe para união das placas;
Caneta para escrita nas fitas;
2 Envelopes para armazenagem das fitas.

Setup do Experimento:



Procedimentos:
1- identificar as 10 fitas;
2- gerar imagens das fitas pouco antes do experimento 300dpi RGB 8 bits;
3- posicionar cada filme recortado no centro da placa inferior e sobrepor a placa de 1 cm de espessura;
3- realizar 10 irradiações, uma de cada da fita;
4- gerar imagens digitais das fitas irradiadas 24 horas após a irradiação;
5- Fazer a captura dos registros nas fitas;
6- Gerar as curvas axiais.



Profundidade da dose programada: ____ cm

Feixe de 6MV					Feixe de 10MV			
Campo (cm^2)	Tamanho do filme (cm^2)	Dose (Gy)	Filme		Campo (cm^2)	Tamanho do filme (cm^2)	Dose (Gy)	Filme
10x10	12x12	3,0			10x10	12x12	3,0	
5x5	7x7	3,0			5x5	7x7	3,0	
3x3	5x5	3,0			3x3	5x5	3,0	
2x2	4x4	3,0			2x2	4x4	3,0	
1x1	3x3	3,0			1x1	3x3	3,0	

ANEXO D – Tabela LINACs

Tabela 19 – Informações Aceleradores Lineares

Características dos Aceleradores Lineares de Partículas - LINACs		
-	Acelerador A1 - VersaHD, Elekta	Acelerador A2 - TrueBeam, Varian
Tensões Elétricas	6 MV 10 MV	6 MV 10 MV 12 MV 15 MV
Geração	Fótons Elétrons	Fótons Elétrons
Equipado	Colimador Multilâminas (Multileaf - MLC), 160 pás, com espessura de 5,0 mm que formam os campos de irradiação e para a verificação do posicionamento das pás é utilizado o sistema óptico Rubicon.	O acelerador é equipado com o colimador multilâminas HD120 com 60 pares de lâminas. As lâminas possuem espessura de 2,5 mm no centro do colimador, pares de número 15 a 46, e de 5 mm nas extremidades, pares 1 a 14 e 47 a 60.
Isocentro e Gantry	O tamanho do campo no isocentro varia de 1x1 a 40x40 cm², a radiação de vazamento do cabeçote é inferior a 0,1% da taxa de dose no isocentro.	O colimador multilaminado fornece campos que variam $1x1$ a $40x40$ cm² no isocentro e a radiação de fuga do cabeçote é interior a 0,1% da taxa de dose.
Tomógrafo	Tomógrafo Computadorizado ConeBeam, com a espessura de corte de 1 mm, permitindo a aquisição de imagens tridimensionais.	Tomógrafo Computadorizado ConeBeam, com a espessura de corte de 1 mm, permitindo a aquisição de imagens tridimensionais
Sistemas	Estereotáxica Facilitada, Mesa de Coordenadas Robótica, Alta Definição para Radiocirurgia	Sistema RGSC (Respiratory Gating for Scanners), monitração de respiração

ANEXO E – Tabela Unidades Monitoras - A1

Unidades Monitoras dos Aceleradores (UM)			
Acelerador A1			
Longitudinal (PDP)			
Campo (cm²)	**Unidade Monitora(UM)**	**Campo (cm²)**	**Unidade Monitora(UM)**
6 MV		**10 MV**	
10x10	489,7	10x10	443,9
5x5	536,4	5x5	502,8
3x3	578,4	3x3	536,8
2x2	639,6	2x2	549,6
1x1	733,9	1x1	691,1

Unidades Monitoras dos Aceleradores (UM)			
Acelerador A1			
Axial			
Campo (cm²)	**Unidade Monitora(UM)**	**Campo (cm²)**	**Unidade Monitora(UM)**
6 MV		**10 MV**	
10x10	316	10x10	306
5x5	321	5x5	317
3x3	325	3x3	320
2x2	363	2x2	360
1x1	409	1x1	415

ANEXO F – Tabela Unidades Monitoras - A2

Unidades Monitoras dos Aceleradores (UM)			
Acelerador A2			
Longitudinal			
Campo (cm²)	**Unidade Monitora(UM)**	**Campo (cm²)**	**Unidade Monitora(UM)**
6 MV		**10 MV**	
10x10	302,1	10x10	302,2
5x5	320,5	5x5	323,4
3x3	333,2	3x3	339,1
2x2	342,6	2x2	350,8
1x1	387,3	1x1	427,9

Unidades Monitoras dos Aceleradores (UM)			
Acelerador A2			
Axial			
Campo (cm²)	**Unidade Monitora(UM)**	**Campo (cm²)**	**Unidade Monitora(UM)**
6 MV		**10 MV**	
10x10	315,8	10x10	303,4
5x5	336,4	5x5	321,5
3x3	351,1	3x3	337,8
2x2	362,6	2x2	352,8
1x1	412,3	1x1	438,7

ANEXO G – Código Python para Gráficos

```
import pandas as pd
import matplotlib.pyplot as plt
import numpy as np
# Caminho para o arquivo Excel
file_path = 'E:/Doutorado/Tese de Doutorado/Oncobio/test_Caio.xlsx'
# Tamanho da fonte
nome_img_salvado = "imagem_test2"
fonte_legenda = 12
fonte_label_xy = 12
# Verifica se o arquivo existe antes de ler
try:
    df = pd.read_excel(file_path)
except FileNotFoundError:
    print(f"Arquivo não encontrado: {file_path}")
    exit()
# Seleção das colunas de distâncias
distancias = df.iloc[:, ::2]
# Determinação dos limites e ticks do eixo x
x_min = round(distancias.min().min(), 1)
x_max = round(distancias.max().max(), 1)
x_ticks = np.arange(x_min, x_max + 1, 1)
x_ticks = np.append(x_ticks, 0)
# Lista de cores para os gráficos
colors = ['blue', 'orange', 'green', 'red', 'purple', 'brown', 'pink', 'gray', 'olive', 'cyan']
```

ANEXO A – Testes Diários

FREQÜÊNCIA	TESTE	TOLERÂNCIA
Diário	*Segurança:*	
	Luzes ON/OFF	Funcionando
	Luzes no painel de controle	Funcionando
	Luzes de irradiação	Funcionando
	Sistemas de visualização	Funcionando
	Sistemas anti-colisão	Funcionando
	Interruptor de radiação no acesso à sala de radiação	Funicionando Funcionando
	Interruptor de radiação no painel de Controle	Funcionando
	Programação	Funcionando
	Interrupção por UM	Funcionando e coincidentes
	Verificação de câmaras monitoras	
	Mecânicos:	
	Lasers	2 mm.
	Telêmetro	2 mm a DFI
	Tamanho de campo (10x10 cm^2)	2 mm
	Centro do reticulado	2 mm diâmetro
	Centro do campo luminoso	2 mm
	Dosimétricos:	
	Constância da Dose de Referência (fótons e elétrons)	3%

Fonte:(BRASIL, 2000)

ANEXO B – Testes Mensais

Mensal	*Segurança:*	
	Verificar topo de mesa	Funcionando
	Verificação de travas e códigos de acessórios (modos de irradiação, aplicadores, filtros, etc.)	Funcionando
	Pulsadores de corte de energia elétrica	Funcionando
	Verificar posição dos colimadores de fótons para cada cone de elétrons	Coincidente com a indicação do fabricante
	Campos permitidos para filtros	Funcionando e coincidente com a indicação do fabricante
	Mecânicos:	
	Indicadores angulares do estativa	1°
	Indicadores angulares do colimador	1°
	Telêmetro	2 mm no intervalo de uso
	Centro do reticulado	2 mm de diâmetro
	Simetria, paralelismo e ortogonalidade do campo luminoso	2 mm
	Indicadores de tamanho de campos	2 mm
	Isocentro mecânico	2 mm de diâmetro
	Coincidência de campos de luz-radiação	2 mm
	Horizontalidade da mesa	2 mm no intervalo de uso
	Posição de filtro	2 mm (ou 2% no fator de transmissão)
	Posição de bandeja	2 mm
	Trava de filtros e bandejas	Funcionando
	Centralização dos cones	2 mm
	Verticalidade do eixo luminoso	2 mm
	Escalas da mesa	2 mm/1°
	Intensidade do campo de luz	Funcionando

Fonte:(BRASIL, 2000)

FREQÜÊNCIA	TESTE	TOLERÂNCIA
Mensal	*Dosimétricos:*	
	Constância da Dose de Referência (fótons e elétrons)	2 %
	Constância do monitor secundário	2 %
	Constância de qualidade do feixe:	
	Fótons ($PDD_{20,10}$ ou $TPR_{20,10}$)	2 %
	PDD de Elétrons (ou J1/J2)	2 mm (4%), região terapêutica
	Constância de:	
	planura do feixe para:	
	Fótons	2 % [a]
	Elétrons	3 % [a]
	Simetria (fótons e elétrons)	3 % [a]

Fonte:(BRASIL, 2000)

ANEXO C – Testes Anuais

Anual	*Segurança:*	
	Comprovação de todas as travas (segundo especificações do fabricante)	Funcionando
	Mecânicos:	
	Isocentro de rotação do colimador	2 mm de diâmetro
	Isocentro de rotação da estativa	2 mm de diâmetro
	Isocentro de rotação da mesa	2 mm de diâmetro
	Coincidência dos eixos do colimador, estativa e mesa com o isocentro	2 mm de diâmetro
	Coincidência do isocentro mecânico e de radiação	2 mm de diâmetro
	Deslocamento vertical da mesa	2 mm
	Dosimétricos:	
	Constância da Dose de Referência	2 %
	Reprodutibilidade da Dose de Referência	1 %
	Constância de fatores de campo	2 %
	Constância de parâmetros sobre o eixo central (PDD, TMR, etc.)	2 %
	Constância de fatores fora do eixo central	2 %
	Constância dos fatores de transmissão de todos os acessórios	2 %
	Constância dos fatores de transmissão dos filtros	2 %
	Linearidade de resposta de câmaras monitoras	1%
	Dependência da Dose de Referência com a taxa de dose	1%
	Constância da Dose de Referência com a angulação da estativa	2 %
	Constância dos fatores fora do eixo central com a angulação da estativa	2 %
	Modo Rotacional	Funcionando

Fonte:(BRASIL, 2000)